

ALMA MATER STUDIORUM
UNIVERSITÀ DI BOLOGNA
SEDE DI CESENA

SECONDA FACOLTÀ DI INGEGNERIA
CON SEDE A CESENA
CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN INGEGNERIA
BIOMEDICA

ANALISI DELLA SOLLECITAZIONE NELLA TIBIA
UMANA IN DIVERSE CONDIZIONI DI CARICO

Tesi in
Meccanica dei tessuti biologici LM

RELATORE
Prof. Ing. Luca Cristofolini

PRESENTATA DA
Eva Angeli

CORRELATORE
Ing. Lorenzo Zani
Ing. Paolo Erani

Sessione III
Anno Accademico 2010/11

*Imparare
è un'esperienza,
tutto il resto è solo
informazione.
Albert Einstein*

Indice

Sommario	1
1 Introduzione	3
1.1 Struttura	3
1.2 Caratteristiche meccaniche	6
1.2.1 Fenomeno del rimodellamento osseo	8
1.3 Anatomia della tibia	11
1.4 Caratterizzazione meccanica della tibia: stato dell'arte	13
2 Materiali e metodi	17
2.1 Provini	17
2.2 Misura delle deformazioni	22
2.2.1 Strumentazione del provino	24
2.3 Prove sperimentali	27
2.3.1 Setup sperimentali	29
2.3.1.1 Flessione a sbalzo	29
2.3.1.2 Flessione a quattro punti	32
2.3.1.3 Torsione	34
2.3.1.4 Trazione e compressione	35
2.4 Metodi statistici	37
3 Risultati e discussione	39
3.1 Linearità e ripetibilità delle misure	39
3.2 Variabilità tra provini	41

3.3	Rigidezza	41
3.4	Simmetria	43
3.5	Distribuzione delle deformazioni	49
3.5.1	Flessione a sbalzo	49
3.5.2	Flessione a quattro punti	60
3.5.3	Carichi assiali: trazione e compressione	69
3.5.4	Torsione	74
3.5.5	Confronto tra configurazioni	79
3.6	Direzione delle deformazioni principali	86
4	Conclusioni e sviluppi futuri	91
	Bibliografia	95
	Ringraziamenti	99

Sommario

La seguente tesi è stata realizzata presso il Laboratorio di Tecnologia Medica dell'Istituto Ortopedico Rizzoli. Questo laboratorio si occupa della caratterizzazione e studio di biomateriali artificiali, di protesi e del tessuto osseo.

Il lavoro sperimentale presentato in questa tesi si è concentrato su prove meccaniche in campo elastico su tibie umane, con l'obiettivo di verificare se la struttura anatomica della tibia sia ottimizzata per certi tipi di carico rispetto ad altri. Per raggiungere l'obiettivo della tesi si è deciso di applicare differenti tipologie di carico puro ai provini presi in esame. Le configurazioni di carico a cui sono stati sottoposti i provini sono la flessione a sbalzo, flessione a quattro punti, torsione, trazione e compressione. In particolare la flessione a sbalzo, con il carico applicato sul piano sagittale in direzione antero-posteriore, è la condizione che rispecchia il carico che agisce sulla tibia in condizioni fisiologiche.

Per tutti i provini, a seguito delle campagne di prova nelle diverse condizioni di carico, si sono ottenuti i valori delle deformazioni attraverso estensimetri incollati sui provini stessi. Punto di forza di questo lavoro è certamente la fitta mappatura che si è ottenuta con l'utilizzo di un elevato numero di estensimetri; ogni tibia è stata infatti strumentata con 28 estensimetri posti su sette livelli. Conoscere la distribuzione delle deformazioni nell'osso è di fondamentale importanza per comprendere la formazione e adattamento dell'osso e il rischio di frattura. La rilevanza di questo lavoro è data dal fatto che in letteratura non sono presenti elaborati che diano un'idea generale della distribuzioni delle deformazioni nella tibia in più condizioni di carico.

Capitolo 1

Introduzione

L'apparato scheletrico è costituito da cartilagini, ossa e articolazioni. Lo scheletro, oltre ad essere deputato a sostenere le parti molli del corpo, ha la funzione di protezione degli organi vitali, di deposito e produzione di cellule del sangue e di accumulo di minerali. Alla nascita lo scheletro umano presenta circa 270 ossa; da adulti si riducono a 206 in quanto, durante lo sviluppo, alcune ossa si uniscono tra loro e vanno a formarne uno solo.

1.1 Struttura

Il tessuto osseo è un tessuto connettivo, e come tale costituito da una predominanza di matrice extra-cellulare. Questo tessuto, pur essendo un tessuto vivente, è costituito per $2/3$ di componenti inorganici, come fosfati e carbonati di calcio, e per un $1/3$ da componenti organici, soprattutto collagene. Le cellule che compongono il tessuto osseo fanno parte di tre famiglie: gli osteoblasti, responsabili della formazione del tessuto; gli osteociti, responsabili della manutenzione e riparazione del tessuto; gli osteoclasti che si occupano di rimuovere il tessuto vecchio o danneggiato.

Il tessuto osseo umano è un tessuto lamellare, cioè è costituito da lamelle (spessore di 3-7 micron) in cui le fibre di collagene sono disposte con un'elevato parallelismo e, dove lo spazio tra le fibre è colmato da una sostanza amorfa ricca di mucopolisaccaridi (GAG). All'interno di quest'ultima sono

contenute elevate quantità di calcio che precipitano sotto forma di cristalli di idrossiapatite.

Il tessuto osseo è meccanicamente molto resistente e al tempo stesso relativamente leggero. Questo compromesso ottimale resistenza/peso dipende dalla sua organizzazione interna (figura 1.1); ad un'osservazione macroscopica, infatti, tutte le ossa risultano formate da due strutture architettoniche distinte per il contenuto di midollo e di tessuto molle: l'osso corticale e l'osso trabecolare.

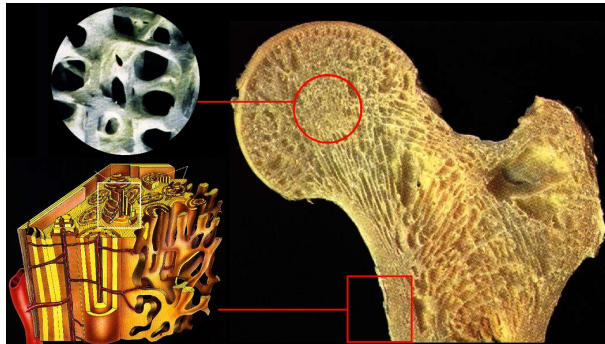


Figura 1.1: Osso corticale e osso trabecolare.

L'osso corticale, con l'eccezione di canalicoli microscopici, è una massa piena e compatta (80% del peso dello scheletro) con un contenuto di tessuto molle minore del 10%. L'osso corticale è costituito da lamelle circonferenziali che si sviluppano senza interruzione ad avvolgere il corpo dell'osso, da lamelle concentriche attorno ai canali vascolari e da lamelle interstiziali (figura 1.2).

L'insieme del canale vascolare e delle lamelle concentriche forma un osteone (diametro di circa 150-250 micron). Ogni osteone è poi circondato da uno strato di 1-2 micron di matrice mineralizzata detta linea cementante. Quest'ultima ha la funzione di de-concentratore di tensione rispetto alla propagazione delle cricche. La cricca infatti tende a propagarsi, ma nel momento in cui incontra la linea cementante che, essendo fragile cede in maniera estesa, si allarga il fronte di propagazione della cricca stessa che quindi si arresta.

Inoltre nell'osso corticale si trovano i canali di Volkmann che, assieme

ai canali Haversiani, formano una rete 3D che fornisce alimentazione alle cellule.

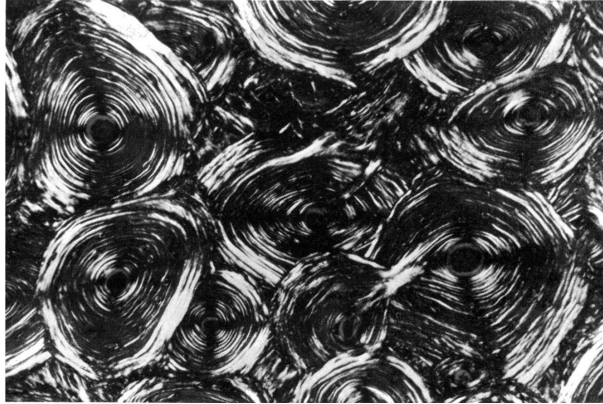


Figura 1.2: Osso corticale: sezione trasversale di diafisi omerale di cavallo.

L'osso spugnoso è invece un reticolo di trabecole (spessore $< 0,2$ mm) interconnesse e di diversa forma dove lo spazio interstiziale è riempito di midollo rosso (figura 1.3). Ogni trabecola è composta da un mosaico di segmenti angolari formati da pacchetti di lamelle parallele. La direzione delle trabecole è legata alla direzione delle sollecitazioni; le trabecole tendono ad allinearsi secondo le direzioni principali. Anche densità e spessore delle trabecole dipendono dall'intensità dei carichi trasmessi.

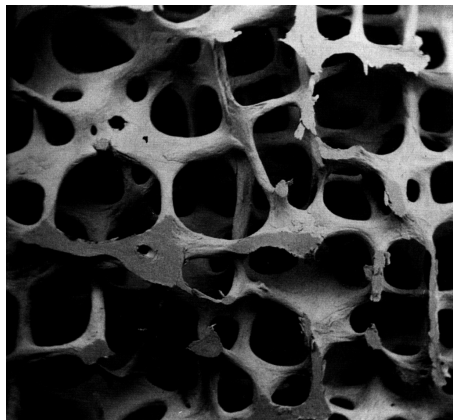


Figura 1.3: Osso spugnoso: sezione verticale di vertebra lombare.

Ciascuna delle due strutture architettoniche che formano l'osso è importante per conferirgli le giuste caratteristiche: l'osso corticale è denso quindi resistente e rigido meccanicamente ma pesante e costoso in termini metabolici, d'altra parte l'osso spugnoso è poco denso e quindi in sé non garantisce sufficiente resistenza meccanica ma è leggero e poco costoso metabolicamente. Quindi, la struttura ottimale dal punto di vista meccanico è quella che prevede un guscio sottile di osso corticale riempito di spugnoso. Questa struttura permette di sorreggere i carichi grazie al corticale, e di sostenere e prevenire l'instabilità elastica grazie allo spugnoso; in altre parole permette all'osso di assorbire impatti ad alta energia, di deformarsi nel suo campo elastico e di tornare alla sua lunghezza originale.

1.2 Caratteristiche meccaniche

Le proprietà meccaniche dell'osso sono determinate sperimentalmente, spesso in vitro. È però importante sottolineare che il confronto fra provini vivi e immediatamente post-mortem non ha indicato differenze significative dal punto di vista delle caratteristiche meccaniche. Questo risultato non stupisce se si tiene conto che gran parte del tessuto osseo è a matrice non vivente e i componenti viventi, che possono alterarsi o sparire istantaneamente con la morte, danno un contributo minimo alle proprietà meccaniche.

Le proprietà del tessuto sono inoltre influenzate dalla tecnica di conservazione. L'imbalsamazione moderna, effettuata iniettando derivati di formaldeide nel sistema vascolare, rende il tessuto più fragile [1]; il congelamento riduce invece la rigidità, anche se in maniera difficilmente rilevabile, mentre la conservazione in una soluzione a bassa concentrazione di formalina, per periodi di tempo non superiori al mese, non ha effetti rilevabili sul modulo elastico, sulla tensione di snervamento, sulla tensione ultima e neppure sulla durezza del tessuto osseo [1].

Un altro fattore che influenza le caratteristiche meccaniche del tessuto è la presenza o meno di acqua. Il contenuto di acqua nell'osso è pari al 10-20% del peso e risulta in parte intrappolata nel tessuto spugnoso e in parte nella struttura del collagene. Nel caso di osso fresco idratato si ha un

comportamento elasto-plastico, con una certa duttilità, un creep marcato e una maggiore tenacità rispetto all'osso disidratato che risulta invece elasto-fragile.

Un ulteriore fattore importante nelle campagne di test su tessuto osseo è la temperatura. Quest'ultima infatti influenza il modulo elastico e le caratteristiche viscoelastiche del provino. Inoltre la risposta del materiale dipende fortemente dalla velocità di sollecitazione: al crescere della velocità di deformazione il materiale appare più rigido, meno duttile e più resistente [2] (figura 1.4).

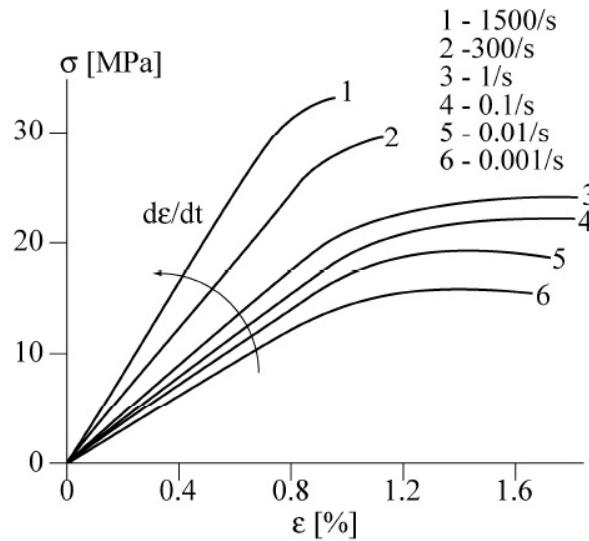


Figura 1.4: Curva tensione-deformazione per osso compatto al variare della velocità di deformazione.

Facendo riferimento alla figura 1.4 è da tenere presente che la velocità di sollecitazione in campo fisiologico è tra la curva 3 e la curva 4 (tra 1/s e 0,1/s) e, molto spesso, la parte viscosa viene trascurata.

L'osso inoltre presenta condizionamento per applicazioni ripetute del carico: nel caso di cicli nel medesimo verso aumenta la rigidità del provino (irrigidimento ciclico), nel caso di sollecitazioni nel verso opposto la rigidità tende invece a calare [3].

Per tutti i motivi sopra indicati è facile concludere che le condizioni di prova influenzano notevolmente i risultati che si ottengono sperimentalmente. Per questo i dati risultano paragonabili solo se ottenuti in condizioni di prova analoghe. Inoltre, dato che i fenomeni tempo-dipendenti hanno portata modesta rispetto alla componente elastica, molto spesso si tende a descrivere l'osso come materiale elastico-lineare.

Un ulteriore dettaglio da tenere in considerazione è il fatto che ci sono delle differenze notevoli nelle curve tensione-deformazione dell'osso corticale e dell'osso spugnoso. Questo è dovuto al fatto che le ossa risultano inomogenee. Infatti, in prima approssimazione, la rigidità e il carico di rottura dell'osso risultano correlati, e dipendono entrambi dalla densità ossea e dalla porosità. Per questo motivo ci sono evidenti differenze anche nelle curve tensione-deformazione di ossa spugnose con una diversa porosità.

Le ossa, oltre ad essere inomogenee, sono anisotrope. Questa caratteristica risulta marcata in quanto la struttura macroscopica, e la disposizione degli osteoni e delle trabecole è organizzata in modo da ottimizzare la resistenza della struttura. Sono comuni differenze di modulo elastico che, a seconda della direzione, arrivano fino al 50% e differenze ancora maggiori sui carichi di rottura.

1.2.1 Fenomeno del rimodellamento osseo

Un provino d'osso, sottoposto a carichi ciclici in vitro si danneggia a fatica e può eventualmente arrivare a rottura. Il comportamento dell'osso sottoposto a carichi ciclici è descritto, come per i materiali classici, dalle curve di Wöhler (grafico su base statistica che mette in relazione la componente alternata di un ciclo di fatica con il numero di cicli che un provino sopporta prima della rottura ad una prefissata probabilità).

Il fatto che in condizioni normali l'osso si danneggi a fatica è però bilanciato da un altro meccanismo: il rimodellamento osseo (figura 1.5). Questi due fenomeni sono tra loro concorrenti, infatti se la velocità di danneggiamento non supera la possibilità di riparazione allora non si arriva mai a frattura.

In caso contrario si possono manifestare microfratture (dolore, periostite) e fratture vere e proprie.

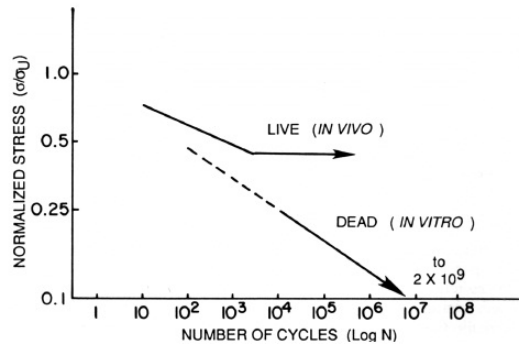


Figura 1.5: Grafico tensione-numero di cicli. Sotto una certa tensione non si arriva mai a rottura.

Il fenomeno del rimodellamento è descritto dalla legge di Wolff che sostiene appunto che l'osso sia in grado di adattarsi a seconda dei carichi a cui è sottoposto. In particolare, sollecitazioni minori di quelle fisiologiche causano un'assottigliamento dell'osso corticale sia dal lato endosteale, sia dal lato periosteale, con una conseguente riduzione della sezione resistente. Inoltre provocano una riduzione della mineralizzazione della matrice ossea, quindi una riduzione del modulo elastico, un'assottigliamento e una riduzione del numero delle trabecole di osso spugnoso. Ovviamente, nel caso di sollecitazioni superiori a quelle fisiologiche si hanno gli effetti opposti.

Il fenomeno del rimodellamento osseo risulta particolarmente evidente in presenza di dispositivi/interventi che perturbano la sollecitazione fisiologica, come ad esempio l'inserimento di una protesi (figura 1.6): si nota che protesi ed osso in questo caso lavorano in parallelo e di conseguenza il materiale meno rigido dei due, in questo caso l'osso, tende ad assottigliarsi nelle zone in cui assume meno carico e ad irrobustirsi nelle zone in cui c'è un aumento della concentrazione delle tensioni rispetto alle condizioni fisiologiche.

Il fenomeno del rimodellamento osseo, pur non essendo ancora noto il meccanismo preciso, è legato al funzionamento delle tre famiglie di cellule che costituiscono l'osso. In particolare gli osteoclasti e gli osteoblasti si occupano



Figura 1.6: Fasi dell'impianto di una protesi d'anca.

rispettivamente di eliminare e formare tessuto osseo mentre gli osteociti, che sembrano silenti, svolgono l'importante ruolo di sensori della sollecitazione.

Un ulteriore modo per descrivere il fenomeno del rimodellamento è quello di utilizzare la teoria meccanostatica [4]. Secondo questa teoria si distinguono quattro livelli (figura 1.7). Il primo è caratterizzato da deformazioni minori di $200 \mu\epsilon$ e quindi progressiva perdita della mineralizzazione e resistenza dell'osso; il secondo è caratterizzato da deformazioni tra 200 e $2000 \mu\epsilon$; questo è il range di carichi fisiologici in cui si ha il mantenimento della struttura dell'osso; il terzo livello è caratterizzato da deformazioni tra 2000 e $3000 \mu\epsilon$ e porta l'osso ad attivare gli osteoblasti e ad apporre quindi nuovo tessuto; infine, per deformazioni superiori si è nella zona critica in cui aumenta notevolmente il rischio di frattura.

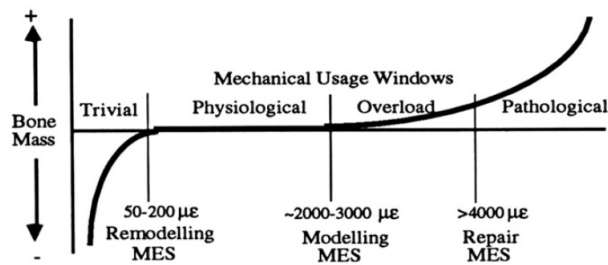


Figura 1.7: Teoria meccanostatica. Grafico massa dell'osso-ampiezza delle deformazioni.

1.3 Anatomia della tibia

Le ossa vengono suddivise in base alla loro forma in ossa lunghe, piatte o corte. L'organizzazione del tessuto osseo descritta nei precedenti paragrafi è più facilmente distinguibile nelle ossa lunghe, tra cui viene classificata la tibia. L'osso lungo di adulto tipicamente consiste di un tratto centrale, detto diafisi e due parti estreme, che spesso si articolano con ossa adiacenti, dette epifesi.

La tibia è il secondo osso del corpo umano per lunghezza (figura 1.8). Si trova, assieme all'osso peroneale, nell'arto inferiore, al di sotto dell'articolazione di ginocchio. Nell'uomo è più spessa e lunga del perone e si trova medialmente rispetto ad esso.

La diafisi della tibia è prismatica triangolare con tre facce e tre margini.

La faccia mediale corrisponde ai tegumenti ed è leggermente convessa. La faccia laterale è concava nella parte più prossimale, dove offre inserzione al muscolo tibiale anteriore, e convessa nella parte più distale dove, per la torsione dell'osso, tende a diventare anteriore. Infine la faccia posteriore è liscia e convessa in tutta la sua estensione, salvo che nella parte prossimale dove è attraversata da una cresta rugosa diretta in basso e medialmente, detta linea obliqua (o linea del muscolo soleo). Appena al di sotto di questa linea si trova il foro nutritizio.

I tre margini che caratterizzano la tibia sono il margine anteriore, mediale e laterale. Il margine anteriore è smusso all'estremità ma tende a divenire tagliente lungo la diafisi. Questo margine in basso piega medialmente terminando in corrispondenza del malleolo mediale. Il margine mediale è poco pronunciato mentre il margine laterale risulta tagliente e offre attacco alla membrana interossea della gamba.

L'epifesi prossimale nella tibia è particolarmente sviluppata, soprattutto in senso trasversale e si espande in due masse, i condili tibiali. La faccia superiore di ciascuno di questi presenta una cavità glenoidea poco profonda per l'articolazione con i condili femorali. Tra le due cavità si trova un rilievo, detto eminenza intercondiloidea, sviluppato in senso antero-posteriore e formato da due tubercoli intercondiloidei, rispettivamente mediale e laterale. Davanti

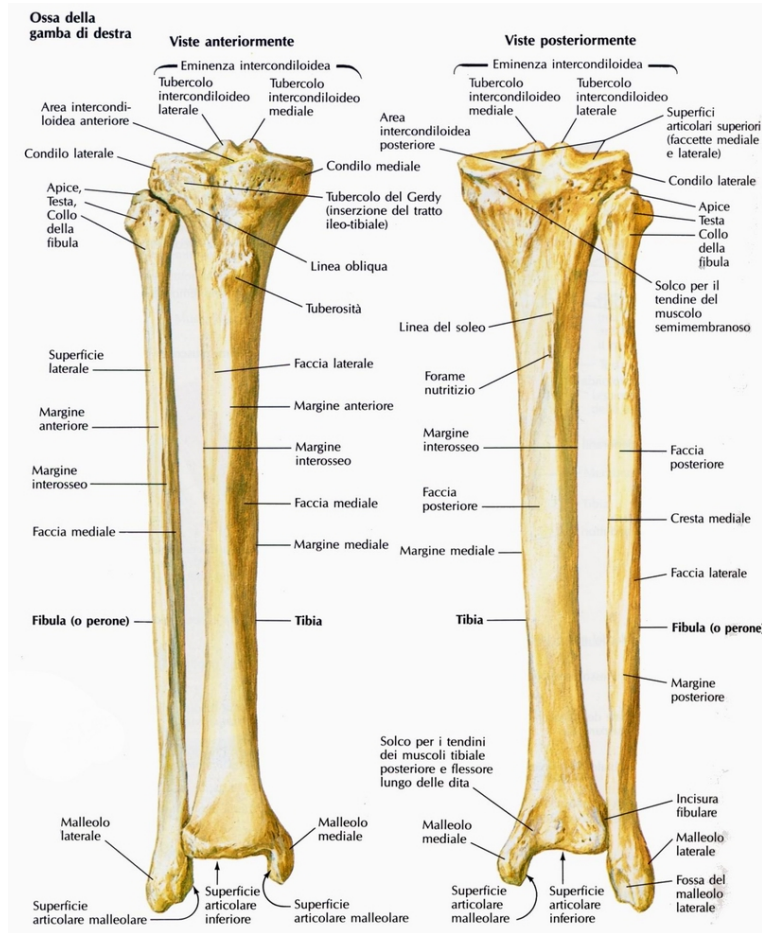


Figura 1.8: Vista anteriore e posteriore del complesso tibia-perone.

e dietro ai tubercoli si estendono poi due aree rugose di forma triangolare, le aree intercondiloidee anteriore e posteriore. I condili tibiali tendono a convergere anteriormente in corrispondenza di un rilievo, la tuberosità tibiale mentre posteriormente risultano separati da un solco.

L'epifesi distale, meno sviluppata di quella prossimale, presenta una superficie basale articolare concava in senso antero-posteriore e divisa in due versanti da una cresta sagittale, detta troclea dell'astragalo. Medialmente l'estremità inferiore si espande in una sporgenza quadrilatera e robusta, il malleolo mediale. La faccia mediale di quest'ultimo corrisponde ai tegumen-

ti ed è solcata per il passaggio dei tendini dei muscoli flessori, mentre la faccia laterale presenta una faccetta articolare, piana e sagittale, che si contrappone alla porzione mediale della superficie articolare astragalica. Lateralmente l'estremità distale presenta invece una piccola superficie articolare per la fibula.

1.4 Caratterizzazione meccanica della tibia: stato dell'arte

Come già detto, i motivi che possono portare frattura da stress alla tibia sono molteplici. Per questa ragione determinare le proprietà meccaniche della tibia è un obiettivo importante. Inoltre conoscere la distribuzione delle deformazioni serve per comprendere il meccanismo di adattamento dell'osso e avviare adeguate terapie nel caso di danneggiamento.

La distribuzione delle deformazioni nell'osso può essere indagata mediante misure sperimentali o mediante modellazione matematica; in particolare spesso vengono utilizzate misure sperimentali per validare modelli matematici. A loro volta le misure sperimentali possono essere misure in vivo o in vitro.

Con riferimento alle misure in vivo delle deformazioni, in letteratura, si trovano numerosi risultati. Caratteristica comune della maggior parte degli articoli è il fatto che i test sono effettuati su sportivi, come fantini, corridori o giocatori di basket. I range di deformazioni tibiali variano notevolmente a seconda dell'attività svolta (cammino, corsa, corsa a zig-zag e attività che imitano l'addestramento militare) e delle condizioni al contorno (essere con o senza scarpe ed un terreno più o meno pianeggiante).

Tra i vari articoli che si trovano in letteratura, molti misurano le deformazioni durante la corsa. I risultati non sempre però sono concordanti. Milgrom et al. [5, 6, 7] riportano deformazioni di taglio che, durante la corsa, si aggirano attorno ai 5000 $\mu\epsilon$; questi valori ricadono, secondo la teoria meccanostatica, nella zona di sovracarico ed aumentano quindi il rischio di frattura. Altri studi [8, 9], però, riportano valori tra 300 e 1583 $\mu\epsilon$; tut-

ti risultati che, sempre per la teoria meccanostatica ricadono nel range di carichi fisiologici.

È da tener presente che le misure di deformazioni in vivo vanno condotte tenendo conto del ruolo delle scarpe, del tipo di terreno, dell'utilizzo di eventuali ausili. Ekemann [10] ha infatti dimostrato che diversi tipi di scarpe producono diversi valori di ampiezza e velocità di deformazione durante cammino e corsa. Così come è stato dimostrato che l'utilizzo del bastone porta ad una significativa riduzione della velocità di deformazione [11].

Tutto ciò che è stato riportato fino ad ora fa riferimento a misure in vivo. Ciò che però è di maggior interesse per il mio lavoro è inerente alla misura delle deformazioni in vitro. In questo senso la letteratura, con riferimento alla tibia umana, risulta piuttosto scarna.

Dalla mia ricerca è emerso uno studio che compara tre diversi standard anatomici di riferimento per il complesso tibia-fibula [12]. Di questi tre standard presentati nell'articolo, quello che è poi stato scelto per le tibie prese in esame, e che verrà presentato in dettaglio in seguito è quello di Ruff.

Un ulteriore articolo presente in letteratura riporta la distribuzione delle deformazioni per le ossa lunghe della gamba [13]. I test sono stati effettuati su due donatori per un totale di 12 ossa (4 femori, 4 tibie e 4 fibule) e le deformazioni sono state misurate da estensimetri. Nelle tibie gli estensimetri sono stati applicati su 4 livelli. I test meccanici effettuati, flessione e torsione, sono stati effettuati in campo elastico. Inoltre i carichi sono stati applicati con differenti velocità. Dai risultati è emersa una buona linearità carico-spostamento, carico-deformazione e spostamento-deformazione. È emerso che la tibia è meno irrigidita del femore e più irrigidita della fibula, per tutte le configurazioni di carico. Per quanto riguarda l'applicazione del carico con diverse velocità è emerso che questo influisce poco sulla rigidità della struttura e sulla distribuzione delle deformazioni. Inoltre è presente un articolo in cui viene validato un modello agli elementi finiti di tibia umana attraverso misure sperimentali. In questo articolo la tibia di cadavere è sottoposta a scenari di carico puro (flessione, carico assiale e torsione) e le deformazioni sono registrate da estensimetri posti su quattro livelli [14].

I risultati già presenti in letteratura differiscono comunque dall'obiettivo

di questo elaborato. Questo lavoro si propone infatti di analizzare la distribuzione delle deformazioni, con un'elevata mappatura, e con l'obiettivo di studiare se la particolare struttura anatomica della tibia sia ottimizzata per resistere a una determinata configurazione di carico piuttosto che ad altre. In seguito poi questi risultati saranno utili anche per la validazione di un'eventuale modello.

Capitolo 2

Materiali e metodi

2.1 Provini

Al fine di studiare la distribuzione delle deformazioni in campo elastico della tibia sono state studiate cinque tibie umane provenienti dalla banca dell'osso. Riporto in tabella 2.1 i dettagli dei donatori. Le tibie #3017, #3018 provengono dallo stesso donatore; così è anche per le tibie #3031, #3032 e #3122, #3123. Il decesso dei donatori #3017, #3018 e #3031, #3032 è avvenuto per entrambi a causa di un'emorragia cerebrale mentre il donatore #3122, #3123 è deceduto per infarto. Per tutti e tre i test relativi a epatite, sifilide e HIV sono risultati negativi. I provini sono stati congelati subito dopo l'espanto.

Codice	Sesso	Dx/Sx	Età	Altezza (cm)	Peso (kg)
#3017	M	dx	46	197	120
#3018	M	sx	46	197	120
#3031	M	dx	34	195	85
#3032	M	sx	34	195	85
#3122	M	dx	58	180	100
#3123	M	sx	58	180	100

Tabella 2.1: Dati relativi ai donatori delle tibie.

I provini selezionati sono stati puliti accuratamente, in modo tale da

rimuovere tutti i tessuti molli mediante scalpelli e bisturi.

Dopo la fase di pulizia si è proceduto con la tracciatura dei piani di riferimento anatomici. Tale operazione è necessaria per individuare gli assi di riferimento. Per la tracciatura dei piani di riferimento anatomici sulla tibia si è seguito un protocollo validato reperito in letteratura scientifica [12]. Questo protocollo può essere utilizzato solo in vitro, quando cioè la superficie dell'osso è ben visibile.

Il sistema di riferimento su cui è basato questo protocollo è il centro della cartilagine articolare prossimale e di quella distale, che devono essere misurati mediante calibro (figura 2.1). In particolare vengono misurati mediante calibro la lunghezza biomeccanica (BL), i centri dei due condili tibiali (MTC, LTC) e il centro della superficie articolare a contatto con il tallone (TAS). In seguito si calcola il mezzo tra i centri dei due condili tibiali. Una volta determinati questi punti il piano frontale è il piano passante per MTC, LTC e TAS; il piano sagittale è perpendicolare a quello frontale e passante attraverso MP e TAS.

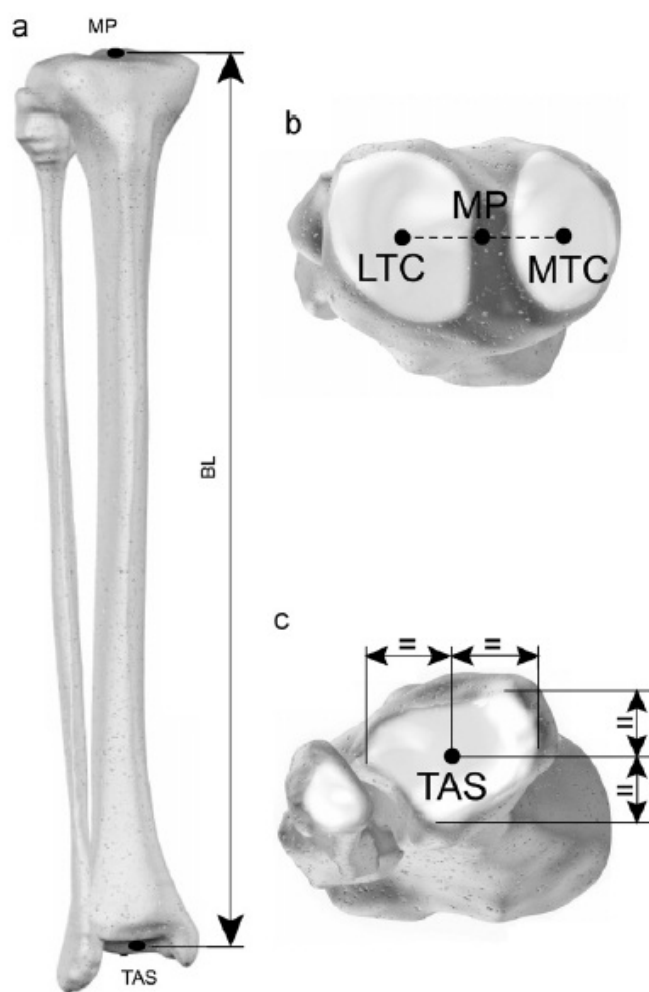


Figura 2.1: Protocollo di riferimento Ruff-coord. (a) Vista anteriore. (b) Vista trasversale dall'alto. (c) Vista trasversale dal basso.

A seguito dell'operazione di tracciatura dei piani di riferimento anatomici sono stati tracciati i livelli che verranno poi utilizzati per il posizionamento degli estensimetri. Siccome per lo scopo del lavoro si desidera una mappatura fitta delle deformazioni, sulle tibie sono stati tracciati sette livelli ad una distanza pari al 10% della lunghezza biomeccanica (figura 2.2).

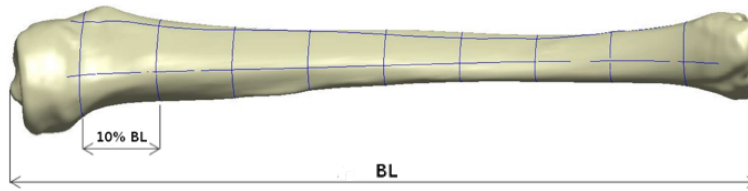


Figura 2.2: Tracciatura livelli.

Infine, come ultima operazione prima del posizionamento degli estensimetri, sono stati realizzati gli afferraggi (figura 2.3).

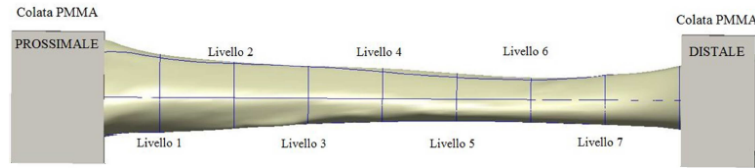


Figura 2.3: Afferraggi.

Al fine di ottenere un buon afferraggio le epifisi dell'osso vengono immerse in cemento osseo (PMMA). La colata di cemento avviene all'interno di un apposito custom, chiamato pot (figure 2.4, 2.5).

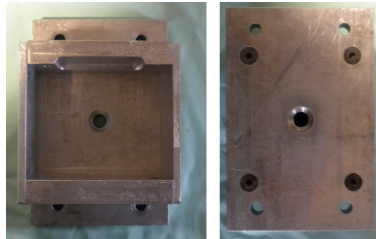


Figura 2.4: Pot prossimale. Vista anteriore e posteriore.

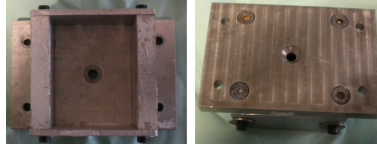


Figura 2.5: Pot distale. Vista anteriore e posteriore.

In questa fase di cementazione è molto importante la tracciatura precedentemente effettuata in quanto il pot deve essere allineato con essa. Questa operazione è eseguita con l'ausilio della morsa a tre gradi di libertà. Realizzare gli afferraggi mediante colata di PMMA è una tecnica molto usata in quanto il PMMA ha modulo elastico intermedio fra l'osso spugnoso (1-5 GPa) e quello corticale (16-20 GPa). Inoltre è un polimero poco tossico, di facile utilizzo e reperibilità.

Una volta realizzati gli afferraggi si è deciso di tracciare anche i livelli di posizionamento dei rulli che verranno utilizzati nella flessione a quattro punti. In particolare i due livelli di appoggio si andranno a trovare sugli afferraggi al 5% della lunghezza biomeccanica mentre gli altri due livelli si troveranno al 30% BL.

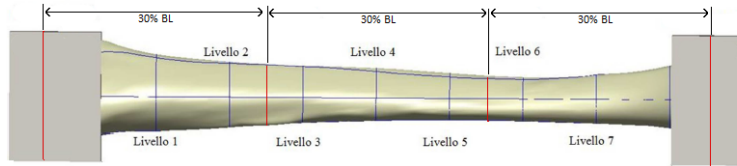


Figura 2.6: Livelli flessione quattro punti (tracciatura rossa).

I provini da me utilizzati nelle prove sperimentali avevano già subito questa preparazione iniziale. In ogni caso ho eseguito un controllo sui livelli, ripassato la tracciatura di quest'ultimi e ripreso eventuali colate imperfette. L'aspetto dei provini, in questa fase, è quello mostrato in figura 2.7.



Figura 2.7: Tibia. (a) Afferraggio prossimale. (b) Afferraggio distale.

2.2 Misura delle deformazioni

Le deformazioni superficiali della tibia vengono misurate utilizzando estensimetri elettrici a resistenza. Il principio di funzionamento dell'estensimetro elettrico è quello di un conduttore che, soggetto ad una dilatazione lungo il suo asse, manifesta una variazione di resistenza elettrica legata alla dilatazione subita. L'estensimetro elettrico è però parte di un circuito elettrico di misura, nel mio caso il ponte di Wheatstone, che riconduce la misura della variazione di resistenza della griglia ad una misura di variazione di tensione elettrica. In questo modo si può risalire all'entità della deformazione che ha causato tale variazione.

L'estensimetro viene applicato sulla superficie del corpo di cui si vuole misurare la deformazione, in modo tale che la griglia si deformi allo stesso modo della superficie su cui è applicato.

In base alle necessità della misura da effettuare sono disponibili estensimetri con griglie di varie dimensioni e caratteristiche. Nella scelta del sensore le grandezze elettriche di maggior interesse sono due: la resistenza nominale e il gauge factor.

Il primo parametro è il valore della resistenza in assenza di deformazioni del conduttore che costituisce la griglia di misura. Il gauge factor, K , è invece il fattore di trasduzione, cioè la sensibilità dell'estensimetro. K è espresso come:

$$K = \frac{\Delta R/R_0}{\Delta L/L} \quad (2.1)$$

dove R_0 è la resistenza iniziale della griglia, L la lunghezza indeformata del filamento mentre ΔR e ΔL sono le rispettive variazioni. Negli estensimetri resistivi realizzati con metalli conduttori il valore di gauge factor è circa pari a 2.

Si può così calcolare il valore di resistenza della griglia deformata come:

$$R = R_0 \left(1 + \frac{G}{SE} F \right) \quad (2.2)$$

dove G è una costante legata alle proprietà geometriche, S è la sezione ed E è legata alle proprietà fisiche dell'estensimetro; infine F è la forza che imprime la deformazione.

La griglia dell'estensimetro ha però una direzione preferenziale di misura: essa è infatti particolarmente sensibile alle deformazioni nella stessa direzione dei conduttori che la compongono.

Nella realtà è solitamente difficile conoscere a priori l'orientamento delle deformazioni. Per questo motivo si rende necessaria l'applicazione di più estensimetri con assi orientati in modo differente. A tale scopo sono disponibili sensori dotati di più griglie di misura sovrapposte.

Per queste ragioni in commercio si trovano estensimetri monoassiali, biassiali e triassiali (figura 2.8).

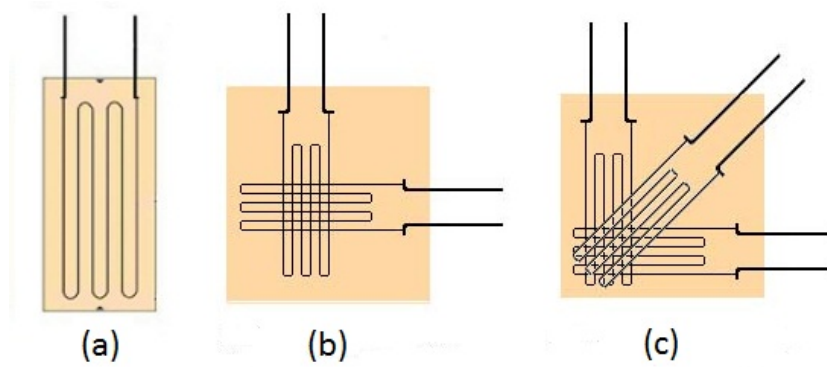


Figura 2.8: Estensimetri. (a) Monoassiale; (b) Biassiale con griglie a 90° ; (c) Triassiale con griglia intermedia a 45° .

L'estensimetro monoassiale è appunto costituito da un'unica griglia di

misura ed è utilizzato nel caso in cui la direzione delle deformazioni sia nota a priori. L'estensimetro biassiale, detto anche coppia, è formato da due griglie ortogonali tra loro ed è utilizzato nel caso in cui il corpo di interesse sia sottoposto ad un piano di tensione. Infine l'estensimetro triassiale, chiamato rosetta, è utilizzato nel caso in cui la direzione principale delle deformazioni non sia nota o stimabile a priori.

Solitamente le condizioni sperimentali permettono di intuire quali potrebbero essere le due direzioni ortogonali maggiormente soggette a deformazione. In particolare per la tibia le maggiori deformazioni saranno lungo il suo asse e cerchiati. In questo caso si è quindi deciso di utilizzare rosette con due griglie ortogonali e una orientata a 45° (figura 2.8 c).

Con queste rosette si misurano quindi tre valori di deformazione ε_a , ε_b , ε_c che rappresentano rispettivamente le deformazioni lungo le due direzioni ortogonali e a 45° . Da queste si ricavano poi le deformazioni principali, ε_1 e ε_2 :

$$\varepsilon_1 = \frac{\varepsilon_a + \varepsilon_b}{2} + \frac{1}{2} \sqrt{(\varepsilon_a - \varepsilon_b)^2 + (2\varepsilon_c - \varepsilon_a - \varepsilon_b)^2} \quad (2.3)$$

$$\varepsilon_2 = \frac{\varepsilon_a + \varepsilon_b}{2} - \frac{1}{2} \sqrt{(\varepsilon_a - \varepsilon_b)^2 + (2\varepsilon_c - \varepsilon_a - \varepsilon_b)^2} \quad (2.4)$$

2.2.1 Strumentazione del provino

Il primo passo per la strumentazione del provino consiste nella scelta degli estensimetri da utilizzare. Si è deciso di utilizzare due tipologie di estensimetri le cui specifiche sono riportate in tabella 2.2 (figura 2.9). In particolare gli estensimetri Kyowa sono di tipo waterproof mentre i Vishay sono non waterproof.

Modello	Dimensione griglia (mm)	Resistenza Nominale (Ω)	Gauge factor
Kyowa KFW-2-350-D17-23L2M2S	2	350	2.13
Vishay C2A-13-031WW-350	-	350	2.14

Tabella 2.2: Specifiche estensimetri.

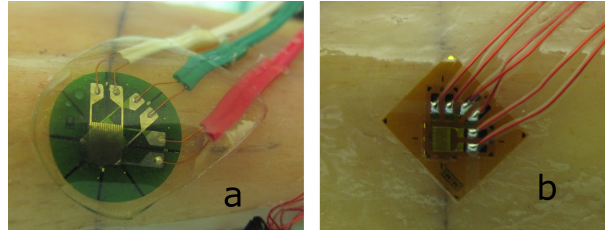


Figura 2.9: Estensimetri. (a) Kyowa. (b) Vishay.

Il fattore che ha forzato la scelta di due tipologie differenti di estensimetri è stata sicuramente la struttura anatomica della tibia. Inizialmente si era infatti pensato di utilizzare tutti estensimetri waterproof che risultano più veloci e facili da applicare. Essendo waterproof questi presentano però un ingombro notevole e non risultano adatti da posizionare nelle regioni aspre della tibia. Per questi motivi si è deciso di utilizzare anche la seconda tipologia di sensori.

Come già detto, al fine di ottenere una mappatura fitta delle deformazioni, la superficie della tibia è stata suddivisa in sette livelli. Per convenzione la numerazione dei livelli è definita in ordine crescente in direzione distale. Il livello 1 è quindi quello vicino all'afferraggio prossimale mentre il livello 7 è quello vicino all'afferraggio distale. Inoltre, su ogni livello, sono posizionati quattro estensimetri; uno per ogni lato (anteriore, laterale, posteriore, mediale). In figura 2.10 è riportata la nomenclatura utilizzata per gli estensimetri che verrà poi richiamata nel resto della trattazione, in modo da rendere la lettura più scorrevole. Nella parte superiore della figura sono riportati i lati anteriore (A1-A7), mediale (M1-M7) e posteriore (P1-P7); nella parte inferiore oltre al lato anteriore e mediale è riportato il laterale (L1-L7).

In totale si hanno quindi 28 siti di misura che corrispondono a 28 rosette.

Per quanto riguarda il posizionamento degli estensimetri si è scelto, tenendo a mente lo scopo di questo lavoro, di incollarli in corrispondenza dei livelli tracciati nei punti di massimo di ogni lato. Questa scelta è stata fatta in quanto è stato previsto che i punti di massimo saranno effettivamente quelli più sollecitati, e che quindi subiranno maggiori deformazioni.

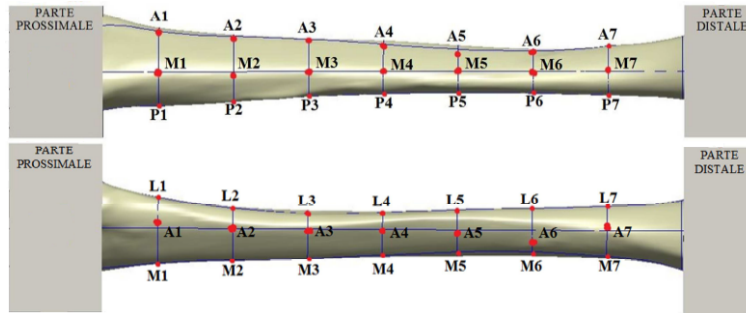


Figura 2.10: Nomenclatura estensimetri.

I sensori vengono applicati seguendo un protocollo interno al laboratorio, che è ovviamente differente per le due tipologie di estensimetri. Per entrambi è necessaria la preparazione della superficie, che consiste nella rimozione del periostio con bisturi e carta vetrata (P400) e in una pulizia chimica. La pulizia chimica prevede il passaggio, nelle zone destinate agli estensimetri, di batuffoli di cotone imbevuti di alcool etilico, di acetone e di una soluzione dei due (50% alcool etilico e 50% acetone). A questo punto gli estensimetri waterproof vengono incollati alla superficie ossea con cianoacrilato mentre quelli non waterproof richiedono il passaggio di tre strati di poliuretano. Una volta asciugato il poliuretano, viene rimosso quello in eccesso e incollato l'estensimetro. Infine sono necessari altri tre strati di poliuretano che vadano a ricoprire l'estensimetro per impermeabilizzarlo. Questo risulta indispensabile in quanto il provino deve essere continuamente idratato ma l'acqua non deve entrare in contatto con le griglie e i conduttori.

L'utilizzo degli estensimetri permette quindi di ottenere una mappatura delle deformazioni sulla superficie della tibia. I segnali elettrici, campionati ad una frequenza di 2000 Hz, sono infatti elaborati dal sistema di acquisizione in modo da ottenere in uscita le deformazioni principali in ciascun istante di campionamento e la giacitura principale corrispondente, cioè l'angolo fra la griglia allineata con l'asse verticale e la deformazione principale massima.

2.3 Prove sperimentali

Ogni provino è stato sottoposto a diverse condizioni di carico con l'obiettivo di verificare se la struttura anatomica della tibia fosse ottimizzata per un certo tipo di carico rispetto ad altri. In particolare le tibie sono state sottoposte a pura flessione a sbalzo, flessione a quattro punti, torsione, trazione e compressione. È da tenere presente che con la flessione a sbalzo si è replicato il carico a cui risulta maggiormente sottoposta la tibia nelle normali condizioni di deambulazione. Inoltre, le prove realizzate, non considerano il ruolo dei muscoli e delle articolazioni ma sono applicazioni di carico puro. Le diverse configurazioni di carico vengono applicate utilizzando due differenti macchine di prova: per flessione a sbalzo, a quattro punti, trazione e compressione si è utilizzata la macchina monoassiale mentre per la torsione la biassiale.

Le macchine di prova utilizzate sono servo idrauliche e presentano quindi caratteristiche in comune. La struttura portante è costituita da un basamento sul quale sono vincolate due colonne che sorreggono una traversa. Il carico viene applicato attraverso un attuatore, in questo caso lo stelo di un cilindro idraulico. Tale cilindro è montato sulla traversa, in modo da permettere il posizionamento in altezza. Il controllo della macchina avviene mediante un sistema elettromeccanico collegato ad un computer. Il sistema di controllo della macchina può agire sia sulla posizione dell'attuatore sia sul carico applicato. Le specifiche delle due macchine di prova utilizzate sono riportate in tabella 2.3 (figura 2.11).

Modello	Tipo	Capacità di carico
Instron 8502	uniassiale	5 kN
MiniBionix 858 MTS	biassiale	15 kN; 100 Nm

Tabella 2.3: Specifiche macchine di prova.

Nel mio caso le prove sono state effettuate in controllo di posizione.

Noto che l'osso si rompe fra 7000 e 10000 $\mu\epsilon$ [15] si impone uno spostamento Δ' tale da generare delle deformazioni attorno agli 800 $\mu\epsilon$, in modo da effettuare prove in campo elastico con un ampio margine di sicurezza.

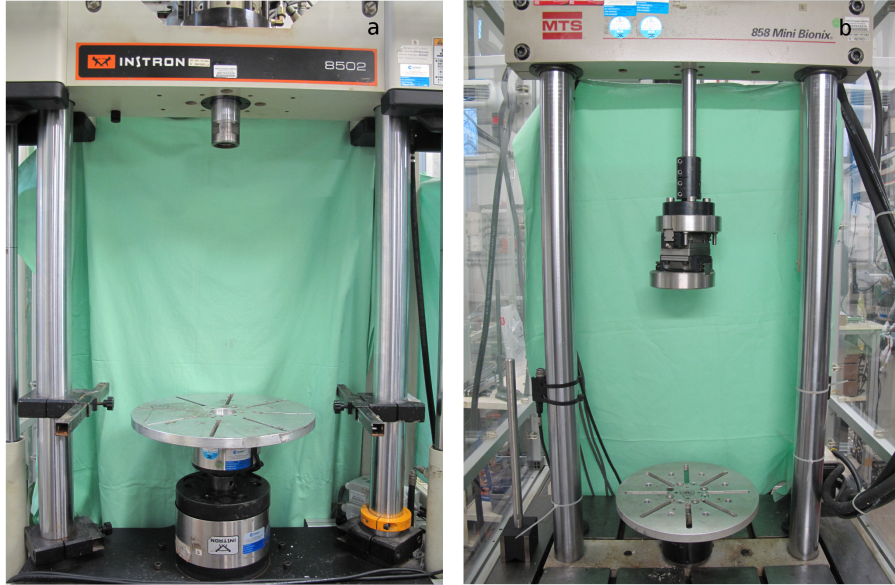


Figura 2.11: Macchine di prova. (a) Instron 8502; (b) MiniBionix 858 MTS.

Per quantificare lo spostamento da imporre all'attuatore, Δ' , si effettua una procedura preliminare chiamata tuning manuale. Questa procedura prevede uno spostamento dell'attuatore, imposto dall'operatore in controllo manuale, tenendo conto delle deformazioni misurate dagli estensimetri. Si ottiene così il valore Δ' tale da indurre una deformazione massima di $800 \mu\epsilon$ su uno degli estensimetri. Nel caso della prova a torsione si andrà a imporre una rotazione invece di uno spostamento.

Nelle sei ripetizioni si va poi ad applicare al provino una rampa trapezoidale di spostamento con le seguenti caratteristiche: salita e discesa della rampa in 0,2 s con uno spostamento pari a Δ , cioè $\Delta' + 1$ mm di rincorsa nella flessione a sbalzo o pari a Δ' nelle altre; mantenimento della rampa per 2 s (figura 2.12).

Il segnale delle griglie estensimetriche, della cella di carico e lo spostamento dell'attuatore sono stati acquisiti mediante il Data Logger System 6000 Vishay ed elaborati dal software Strain Smart della medesima casa di produzione.

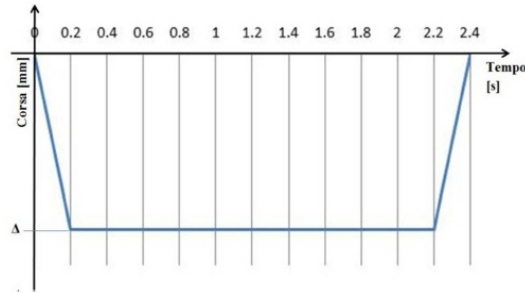


Figura 2.12: Rampa di carico.

Inoltre tutte le prove sono state eseguite in due fasi a causa del numero limitato di canali di acquisizione del system utilizzato. Per questo motivo si è deciso di testare gli estensimetri dei livelli 1-2-3-4 e gli estensimetri dei livelli 5-6-7-4. Il quarto livello ha la funzione di collegamento fra le due trincee di prove e permette quindi anche un controllo.

2.3.1 Setup sperimentali

Le macchine di prova utilizzate sono macchine di prova universali per cui è necessario realizzare degli apparati che le rendano idonee per gli esperimenti d'interesse. Questi apparati prendono il nome di setup e saranno differenti in base alle diverse condizioni di carico.

2.3.1.1 Flessione a sbalzo

La flessione a sbalzo è stata eseguita per replicare il carico a cui la tibia è maggiormente sottoposta nella normale condizione di deambulazione.

La flessione a sbalzo è stata eseguita bloccando l'estremità prossimale della tibia ed applicando il carico sull'afferraggio distale. Con questo tipo di carico sono state eseguite quattro configurazioni, con sei ripetizioni ognuna. Le configurazioni eseguite sono:

- A-P : lato anteriore in compressione e lato posteriore in trazione;
- P-A: lato posteriore in compressione e lato anteriore in trazione;

- L-M: lato laterale in compressione e lato mediale in trazione;
- M-L: lato mediale in compressione e lato laterale in trazione.

Anche per le altre prove, cioè flessione a quattro punti, torsione e carichi assiali si sono eseguite sei ripetizioni per ogni configurazione.

Il setup utilizzato è sostanzialmente lo stesso per le quattro configurazioni (figure 2.13, 2.14). In tutte le configurazioni viene utilizzata una staffa ad L su cui viene fissata la tibia. Per le configurazioni A-P e P-A il pot prossimale della tibia viene fissato alla staffa ad L direttamente con dei bulloni. Per le altre due configurazioni è stata invece utilizzata un'altra piastra oltre al pot prossimale (figura 2.14 b'); pot e piastra sono poi collegati con bulloni e serrati alla staffa ad L.

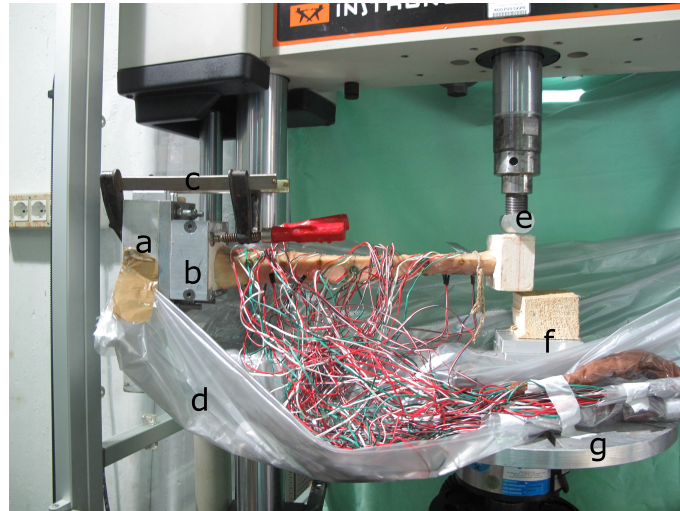


Figura 2.13: Sbalzo. Configurazione A-P. (a) Staffa ad L; (b) Pot prossimale; (c) Morsa di sicurezza; (d) Telo per acqua; (e) Attuatore; (f) Rialzi di sicurezza; (g) Base di appoggio.

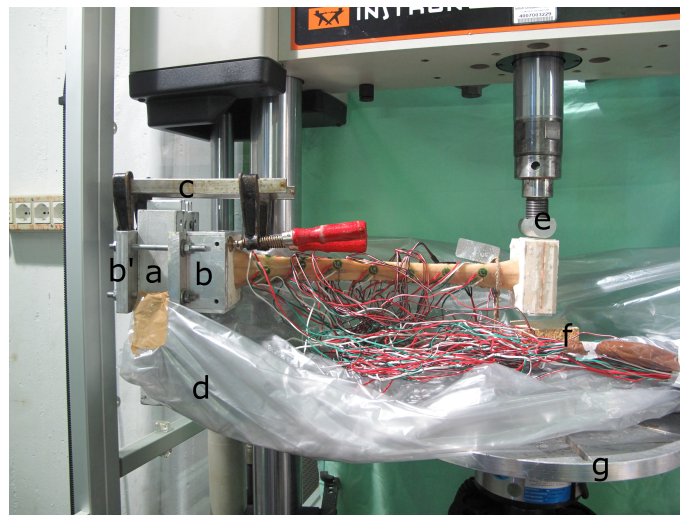


Figura 2.14: Sbalzo. Configurazione L-M. (a) Staffa ad L; (b) Pot prossimale; (b') Piastra; (c) Morsa di sicurezza; (d) Telo per acqua; (e) Attuatore; (f) Rialzi di sicurezza; (g) Base di appoggio.

2.3.1.2 Flessione a quattro punti

Un' altra configurazione in cui si è voluto testare la tibia è quella della flessione, in particolare si è scelta una flessione a quattro punti.

Anche per la flessione a quattro punti, così come descritto per lo sbalzo, sono state testate quattro configurazioni: A-P, P-A, L-M, M-L.

Il set up utilizzato è lo stesso per tutte le configurazioni (figura 2.15). Esso è costituito da una base dotata di due appoggi che si trovano a distanza regolabile. La distanza dei due appoggi verrà adeguata al provino in esame. La parte superiore del set up prevede l'applicazione del carico tramite due rulli posizionati a incastro in un supporto a bilancia, capace di ruotare ed adattarsi all'inclinazione della tibia (figura 2.16). Anche la distanza di quest'ultimi verrà aggiustata in base alla tibia in esame.

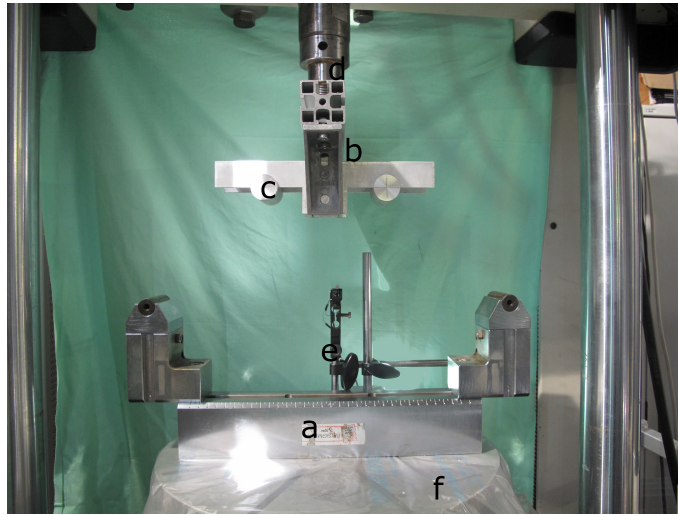


Figura 2.15: Set up flessione a quattro punti. (a) Sbarra con appoggi regolabili; (b) Sbarra superiore con appoggi a incastro; (c) Appoggi a incastro; (d) Attuatore; (e) Estensometro; (f) Base di appoggio.

I quattro cilindri sono posizionati ad una distanza pari al 30% della lunghezza biomeccanica. Inoltre in questo set up è stato utilizzato un estensometro montato sotto all'osso per monitorare lo spostamento della tibia (figura 2.17). L'estensometro misura lo spostamento, in questo caso in ver-

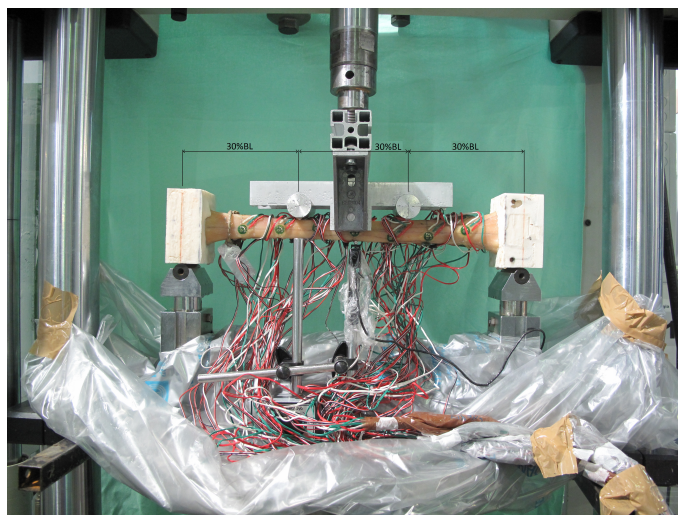


Figura 2.16: Flessione a quattro punti.

ticale, del punto a cui è appoggiato (l'estensometro utilizzato ha un fondo scala di 5 mm). In questa configurazione di carico si è deciso di applicare l'estensometro in quanto gli spostamenti in quel punto sono notevoli (ordine di un paio di mm) e questo è il modo per conoscere l'entità di quegli spostamenti.

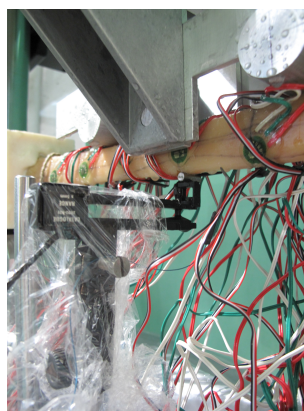


Figura 2.17: Estensometro.

2.3.1.3 Torsione

Oltre alle configurazioni di flessione la tibia è stata testata sotto un carico torsionale. Per la torsione sono state testate due configurazioni: intra-rotazione ed extra-rotazione. In figura 2.18 sono mostrati i sensi di rotazione per una tibia sinistra e una tibia destra viste con l'estremità prossimale verso l'alto (vedi figura 2.19). In particolare per la tibia sinistra avremo extra-rotazione in senso orario, quindi positivo ed intra-rotazione in senso antiorario, quindi negativo; situazione opposta si ha per la tibia destra.

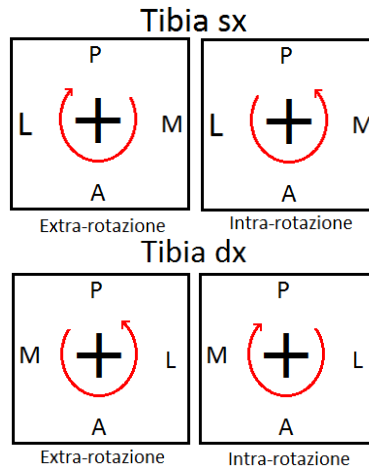


Figura 2.18: Sensi di rotazione per tibia sinistra e tibia dx.

Il set up (figura 2.19) prevede l'utilizzo del pot prossimale che viene fissato alla base di appoggio mediante un sistema bloccante e bulloni. La torsione viene trasmessa all'afferraggio distale tramite un doppio giunto cardanico, così da compensare eventuali spostamenti tra l'asse della tibia e quello dell'attuatore. Il doppio giunto cardanico è da una parte direttamente incollato con cianoacrilato sull'afferraggio distale, e dall'altra è collegato a un sistema mobile. Il sistema mobile permette movimenti in due direzioni ortogonali per favorire il corretto allineamento verticale della tibia.

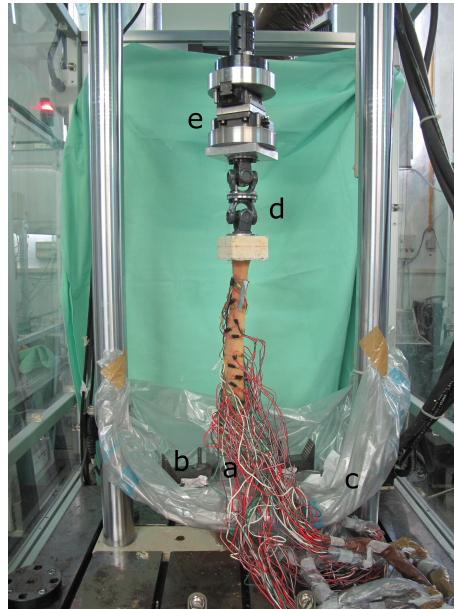


Figura 2.19: Torsione. (a) Pot prossimale; (b) Sistema di fissaggio del pot alla base; (c) Telo per acqua; (d) Doppio cardano; (e) Sistema mobile in due direzioni.

2.3.1.4 Trazione e compressione

Infine si è deciso di testare la tibia sotto carichi assiali, trazione e compressione.

Il set up (figura 2.20) è costituito da un sistema di fissaggio del pot prossimale alla base mediante bulloni. La parte distale è invece collegata all'attuatore mediante una morsa fissata su un profilato che ne permette lo scorrimento. Lo scorrimento della morsa nel profilato consente il corretto allineamento del provino.

Nel test a trazione si possono verificare problemi di scorrimento. In particolare si può verificare lo scorrimento del cemento all'interno del pot, oppure lo scorrimento della tibia all'interno del cemento. Per risolvere il problema dello scorrimento del cemento all'interno del pot sono state posizionate due sbarre orizzontali (figura 2.21); per quanto riguarda invece il problema dello scorrimento del provino nel cemento non c'è soluzione.

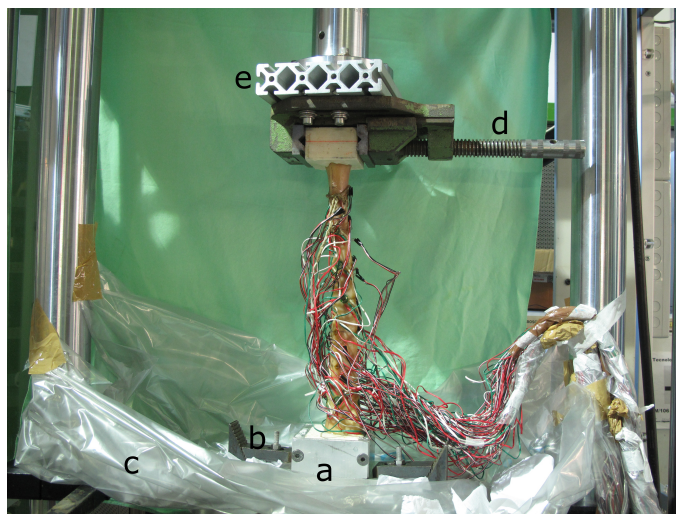


Figura 2.20: Trazione e compressione. (a) Pot prossimale; (b) Sistema di fissaggio; (c) Telo per acqua; (d) Morsa; (e) Profilato per lo scorrimento della morsa.

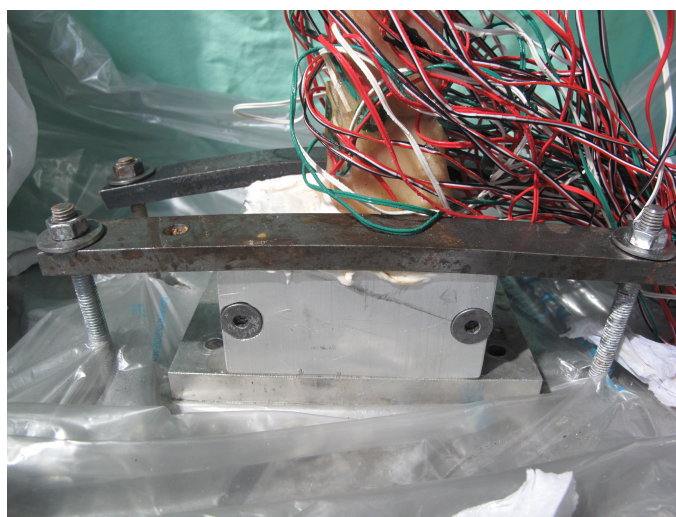


Figura 2.21: Sistema di bloccaggio per limitare lo scorrimento del provino durante le prove a trazione.

2.4 Metodi statistici

L'elaborazione dei dati in uscita dal system è effettuata mediante maschere di Excel.

Prima di tutto è stimata la linearità fra la deformazione registrata dagli estensimetri e, rispettivamente, il carico e lo spostamento. La stima viene valutata mediante la regressione lineare da cui si ricava il parametro R^2 che è indice della correlazione fra dati.

Un altro parametro statistico estratto è il coefficiente di variazione % (CoV) che valuta la ripetibilità intra-provino (quindi fra le sei ripetizioni effettuate per ogni configurazione di carico) e la ripetibilità tra provini. Il CoV è un indice statistico dato dal rapporto tra la deviazione standard e la media del segnale nel tratto costante della rampa di carico.

Inoltre, per valutare l'andamento delle deformazioni lungo l'asse della tibia, viene tracciata la regressione lineare per le deformazioni principali normalizzate rispetto al valore medio; si valuta il valore del coefficiente angolare della retta di regressione e mediante l'indice statistico p-value se ne valuta la significatività (p-value calcolato con il software Statview).

I dati che verranno presentati nel prossimo capitolo sono i risultati medi dei sei provini. Oltre a questa rappresentazione è stato valutato se avesse senso normalizzare le deformazioni delle diverse configurazioni di carico rispetto al loro valore medio; essendo che non si sono ottenuti miglioramenti in termine di ripetibilità tra provini si è scelto di presentare i valori medi normalizzati solo in base al peso del donatore.

La rappresentazione normalizzata è stata scelta solo per valutare il coefficiente angolare della retta di regressione, essendo che il valore di quest'ultimo dipende dai valori di deformazione raggiunti; per questo motivo la normalizzazione permette il confronto del coefficiente che altrimenti non avrebbe senso.

Capitolo 3

Risultati e discussione

Per facilitare la presentazione dei risultati ed alleggerire la lettura si utilizzano, per gli estensimetri, gli acronimi presentati nel capitolo precedente (figura 2.10). Inoltre, in accordo con la trattazione classica le deformazioni calcolate se negative, fanno riferimento a deformazioni in compressione; viceversa, se positive, corrispondono a deformazioni in trazione.

3.1 Linearità e ripetibilità delle misure

Per ogni estensimetro, che abbia misurato una deformazione superiore ai $100\ \mu\epsilon$, è stata stimata la linearità sia fra deformazione e carico, che fra deformazione e spostamento. Questi valori sono stati ottenuti calcolando la regressione lineare, nel tratto lineare della rampa di carico fra la deformazione e, rispettivamente, il carico e lo spostamento. Dalla regressione lineare si ottiene così un parametro, R^2 , che è indice della correlazione fra dati. E' stato supposto che valori superiori a 0,9 siano sufficienti a considerare valida l'approssimazione di linearità; bisogna infatti tenere conto che si sta studiando un materiale non omogeneo e anisotropo. Inoltre l'indice di correlazione può essere influenzato da diversi fenomeni, come ad esempio una non corretta applicazione dell'estensimetro. In questo caso accade che la deformazione venga rilevata in modo incostante in quanto la griglia non aderisce perfettamente al tessuto, causando un basso valore di R^2 .

Per i provini presi in esame i risultati relativi alla linearità sono eccellenti. Si sono ottenuti valori di R^2 superiori allo 0,9 nel 99% degli estensimetri della tibia #3017, #3018, #3122 e nel 100% degli estensimetri per le altre tre tibie analizzate.

L'1% di estensimetri che nella tibia #3017 non ha valori di R^2 superiori allo 0,9 fa riferimento ad un estensimetro che è risultato non funzionante nella flessione a 4 punti nelle configurazioni AP, LM e ML. Per quanto riguarda invece le tibie #3018 e #3122 si può imputare la mancata linearità dell'1% degli estensimetri al fatto che gli stessi hanno raggiunto di poco deformazioni di 100 $\mu\epsilon$ e quindi molto vicini allo zero. Per tutte queste ragioni i risultati in termini di linearità si possono considerare ottimi.

Grazie agli ottimi risultati è stato possibile normalizzare tutti i valori di deformazioni ad uno stesso valore di carico nominale. La scelta di questo valore è comunque arbitraria. In particolare, per ogni configurazione di carico affrontata, si è scelto un valore di carico nominale differente in base al valore di carico raggiunto. In tutti i casi il carico nominale scelto è proporzionale però alla forza peso del donatore (BW), in quanto si presume che il peso del donatore incida sulla storia di carico del soggetto. E' da tenere presente che il peso del donatore è misurato post-morte e quindi non riesce a tener conto di tanti fattori come ad esempio, una morte più o meno rapida o più o meno debilitante. Si riportano in tabella 3.1 i carichi nominali utilizzati nelle diverse configurazioni di carico.

Configurazione	Carico nominale
Sbalzo	15% BW
Flessione a quattro punti	30% BW
Torsione	20*BW mm
Trazione-Compressione	2*BW

Tabella 3.1: Valori di carico nominale per le diverse configurazioni.

Per quanto riguarda la valutazione della ripetibilità intra-provino è stato calcolato, per ogni griglia di ogni estensimetro il coefficiente di variazione % (CoV) tra 6 ripetizioni, un indice statistico dato dal rapporto tra la deviazione standard e la media del segnale nel tratto costante della rampa di

carico; questo indice fornisce un'indicazione della variabilità delle misure. La ripetibilità delle prove intra-provino è risultata molto buona essendo che il 99% dei dati ha mostrato un CoV minore del 4%.

Il fatto che l'1% abbia mostrato un CoV superiore è spiegabile dal fatto che tutte le prove sono state eseguite in due fasi a causa del numero limitato di canali di acquisizione del system e che il livello 4 (dove sono apparsi valori del $\text{CoV} > 4\%$) ha funto da collegamento tra le due tranne di prove. Per questo motivo i valori al livello 4, per ogni tibia, sono stati ottenuti da 12 ripetizioni di cui 6 registrate dopo lo spostamento e il riposizionamento del provino stesso; nonostante si cerchi di riposizionare la tibia nello stesso modo c'è comunque una variabilità intrinseca.

3.2 Variabilità tra provini

Considerando i 6 provini prese in esame è emersa una variabilità del 40-56%. Valori di questo genere sono comunque accettabili in quanto sono stati ottenuti mediando dati di provini provenienti da donatori diversi. Si deve infatti tener conto che ogni provino è sottoposto a storie di carico differenti e che l'unica informazione in nostro possesso per poter scalare i dati in modo da renderli paragonabili tra loro è il peso del donatore. Come già detto il peso del donatore è misurato post-morte e quindi non riesce a tener conto di tanti fattori come ad esempio, una morte più o meno rapida o più o meno debilitante.

In ogni caso la % di variabilità riscontrata è in accordo con i valori presenti in letteratura per altre ossa della gamba. In letteratura è infatti riportata per il femore una variabilità, calcolata su 24 provini, del 16-62% [17].

3.3 Rigidezza

La rigidezza è la resistenza che oppone un corpo alla deformazione provocata da una forza applicata. La rigidezza di un corpo è determinata dalle proprietà del materiale, dalla forma del corpo e dai vincoli a cui quest'ultimo è sottoposto.

Per le sei tibie prese in esame è stato determinato un valore di rigidezza medio in ognuna delle configurazioni di carico (eventuali outlayer sono stati eliminati dal calcolo della media e della deviazione standard mediante il criterio di Peirce [16]). I valori di rigidezza sono riportati in figura 3.1; sono evidenti differenze, anche di alcuni ordini di grandezza, tra le diverse configurazioni.

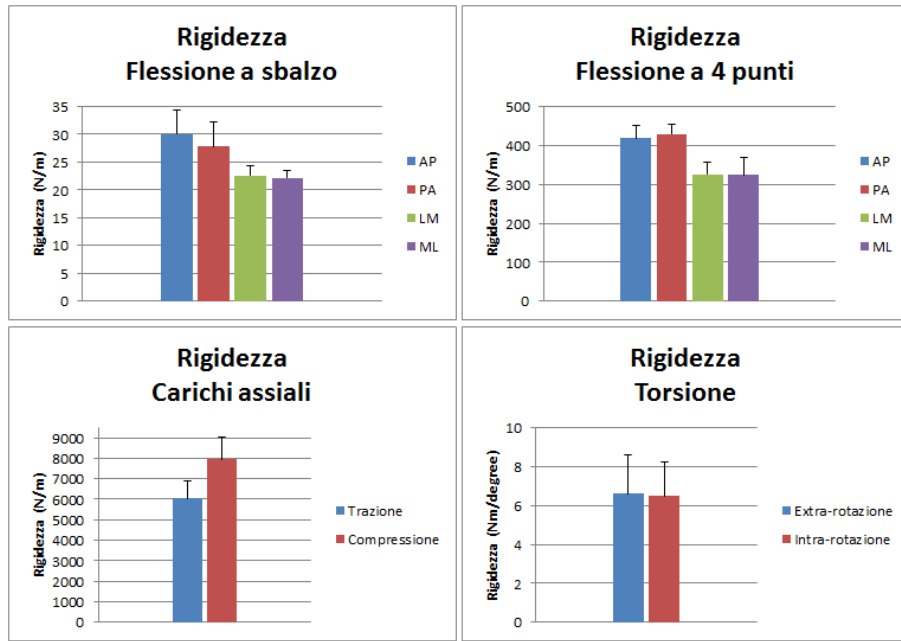


Figura 3.1: Rigidezza media dei campioni analizzati nelle diverse configurazioni di carico.

Ciò che risulta particolarmente interessante notare sono, non solo le differenze tra le diverse configurazioni di carico, ma le differenze che appaiono anche all'interno della stessa. In particolare si nota come ci siano differenze nella flessione a sbalzo o nella flessione a quattro punti tra i carichi applicati in A-P o P-A e i carichi applicati in L-M o M-L. Non sono emerse invece differenze significative per quanto riguarda l'intra ed extra rotazione applicate nella torsione.

I risultati di rigidezza della tibia con carichi torsionali risultano in accordo

con quanto emerso dalla letteratura. I valori in letteratura riportano infatti una rigidezza di circa 5 Nm/degree [13].

Per la flessione a quattro punti in letteratura sono invece stati riscontrati valori differenti, ma bisogna tener conto del fatto che il carico era applicato in modo differente rispetto alle prove presentate in questa tesi. In letteratura infatti sono emersi valori di rigidezza pari a circa 1600 N/mm in A-P e P-A e circa 1200 N/mm nelle configurazioni L-M e M-L [13]. E' da notare che, nonostante i valori di rigidezza riscontrati in letteratura per la flessione a quattro punti siano diversi (a causa del diverso braccio di applicazione del carico), è riscontrabile anche qui una differenza di rigidezza tra le configurazioni AP-PA e LM-ML: sia per i valori presentati in questo elaborato che quelli in letteratura la rigidezza nelle configurazioni LM-ML è risultata pari a circa il 78% della rigidezza nelle configurazioni AP-PA.

Per la flessione a sbalzo e i carichi assiali non sono stati trovati valori in letteratura.

Questi risultati suggeriscono quindi che, non solo la struttura della tibia sia ottimizzata per una certa componente di carico piuttosto che un'altra, ma che sia ottimizzata per una specifica direzione di quella componente di carico.

3.4 Simmetria

Dalle distribuzioni di deformazioni ottenute si è deciso di valutare la correlazione per carichi applicati in versi opposti.

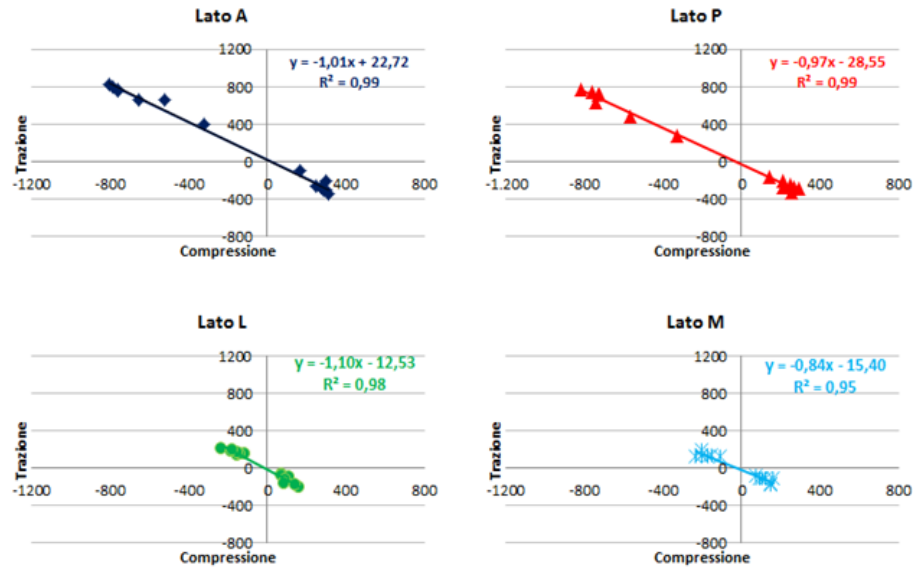
Per la valutazione della correlazione si sono plottati nelle ascisse i valori di deformazione in compressione e nelle ordinate quelli in trazione; successivamente è stata tracciata la retta di regressione dei dati e si è riportato il coefficiente di correlazione e l'equazione della retta. Di seguito si riportano le curve ottenute per i dati mediati dei sei campioni (vedi figure 3.2, 3.3, 3.4, 3.5); si precisa che risultati del tutto analoghi si sono ottenuti per i singoli campioni.

Dai risultati mostrati appare evidente un comportamento simmetrico dei provini testati, sia da un'analisi qualitativa della retta di regressione sia dal

coefficiente di correlazione che mostra sempre valori superiori a 0,95; unica eccezione è fatta per la flessione a 4 punti AP-PA in cui il lato L mostra $R^2 = 0,88$; questo risultato è comunque buono essendo che gli estensimetri di questo lato si trovano in prossimità dell'asse neutro e presentano quindi bassi valori di deformazione.

In letteratura, facendo riferimento a test su campioni di tessuto osseo quello che è emerso è un comportamento non simmetrico con differenze notevoli tra trazione e compressione [18]. Per questo motivo la simmetria risultata dalla campagna di prove descritta in questa tesi è presumibilmente imputabile alla geometria irregolare della tibia.

Flessione a sbalzo AP-PA



Flessione a sbalzo LM-ML

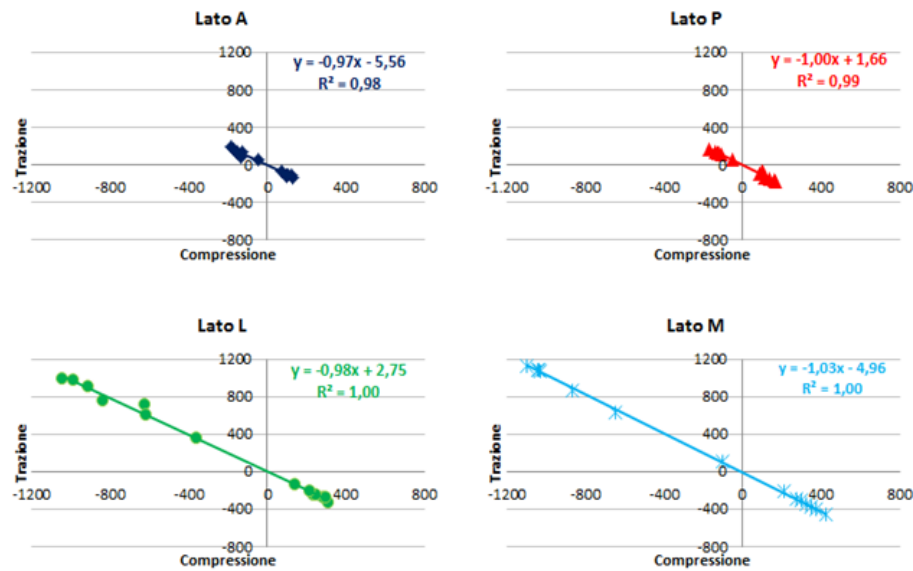
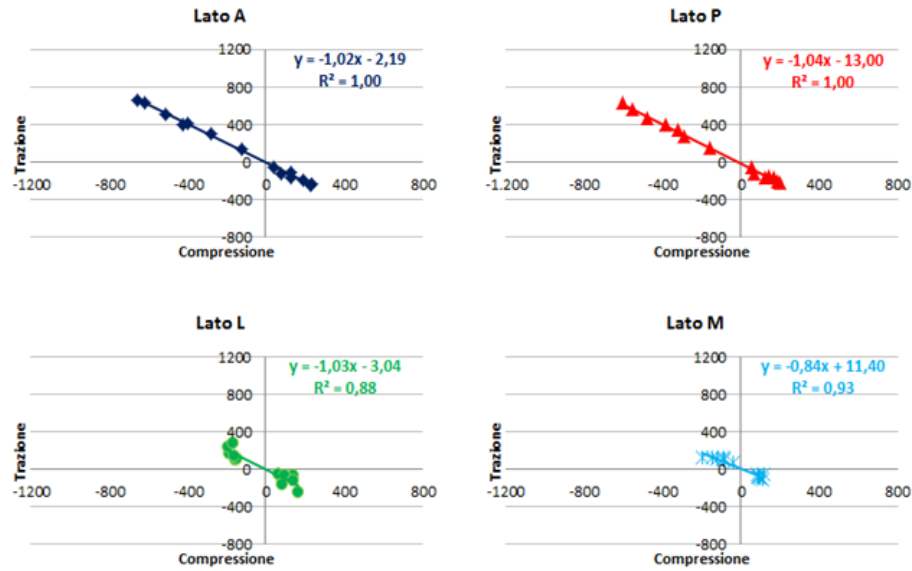


Figura 3.2: Correlazione tra deformazioni con carichi applicati nel verso opposto: configurazione di flessione a sbalzo.

Flessione a 4 punti AP-PA



Flessione a 4 punti LM-ML

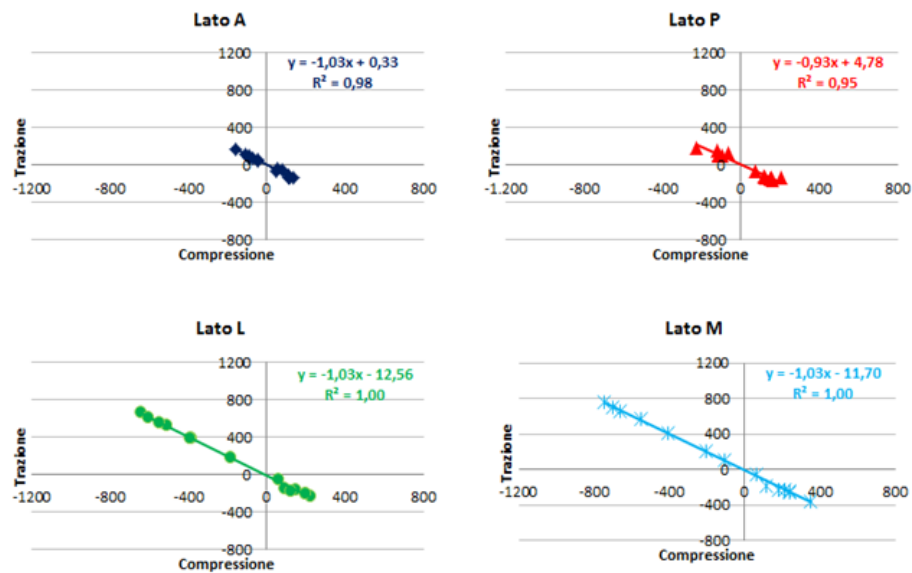


Figura 3.3: Correlazione tra deformazioni con carichi applicati nel verso opposto: configurazione di flessione a 4 punti.

Carichi assiali

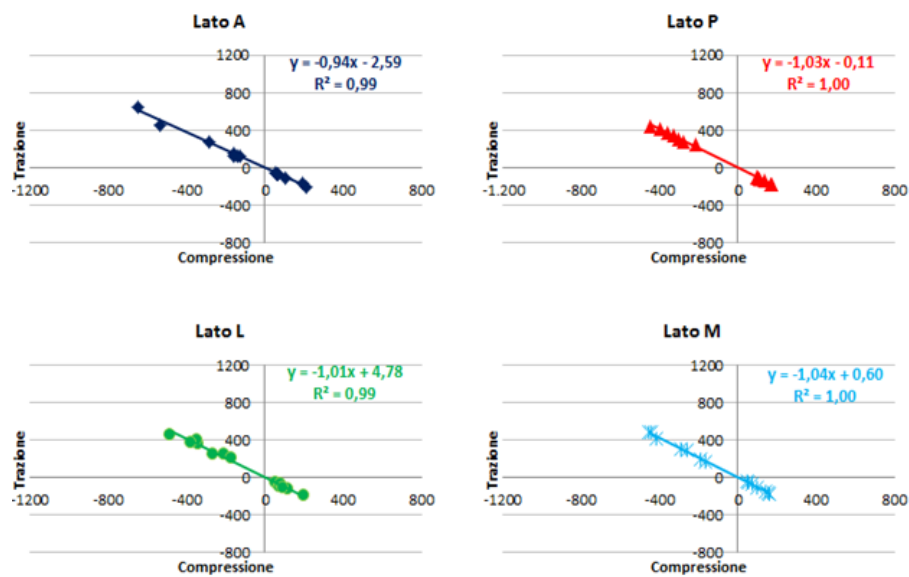


Figura 3.4: Correlazione tra deformazioni con carichi applicati nel verso opposto: configurazione di carico assiale.

Torsione

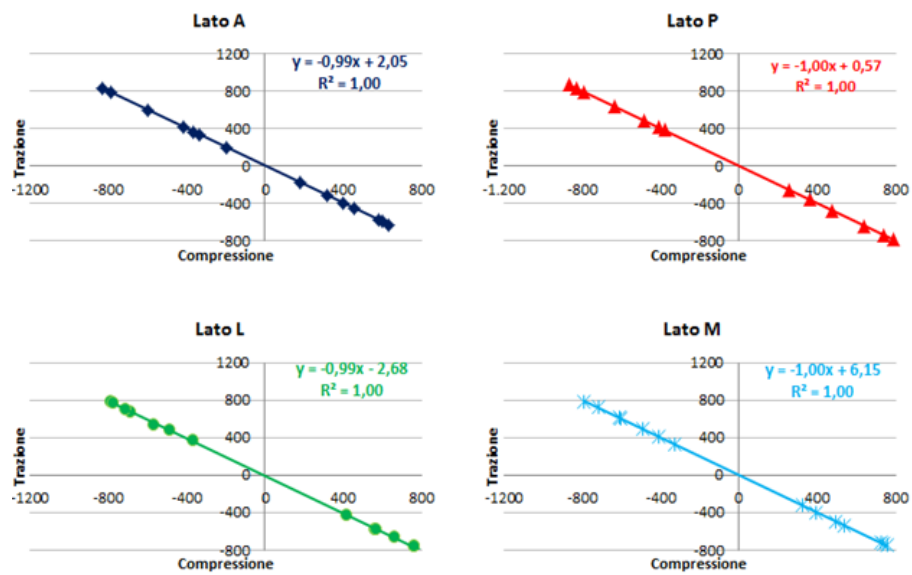


Figura 3.5: Correlazione tra deformazioni con carichi applicati nel verso opposto: configurazione di torsione.

3.5 Distribuzione delle deformazioni

Per l'analisi della distribuzione delle deformazioni verranno riportati i valori di deformazioni principali massime e minime per ogni lato della tibia. Anche per le deformazioni, così come fatto per la rigidezza e la simmetria, si è deciso di riportare il valore medio delle sei tibie prese in esame. Questa rappresentazione risulta maggiormente adatta per lo scopo del lavoro: analizzare principalmente gli andamenti delle deformazioni lungo l'asse della tibia nelle diverse configurazioni di carico, e non tanto analizzare i valori assoluti di deformazione che si sono ottenuti. Sempre legato allo scopo del lavoro si è ritenuto opportuno rappresentare i risultati in forma grafica per un approccio più diretto di valutazione.

Le deformazioni nelle diverse configurazioni di carico vengono riportate di seguito in istogrammi dove troviamo nelle ascisse il livello dell'estensimetro (valori da 1 a 7) e nelle ordinate i valori delle deformazioni principali massime e minime in $\mu\epsilon$.

3.5.1 Flessione a sbalzo

L'indagine del comportamento della tibia in configurazione di flessione a sbalzo è il punto centrale di questa tesi. In particolare considerando il caso ideale di una trave a sbalzo la distribuzione del momento flettente è lineare crescente lungo l'asse della trave (figura 3.6).

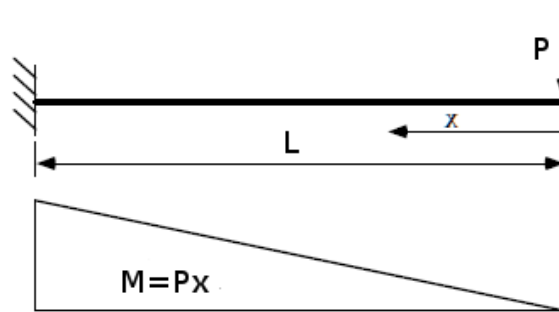


Figura 3.6: Trave ideale sottoposta a flessione a sbalzo.

Da una prima analisi qualitativa delle deformazioni ottenute nella tibia si nota come, in figura 3.8, le deformazioni degli estensimetri nel lato anteriore e posteriore per la configurazione AP, rispettivamente in compressione e trazione, abbiano un andamento pressoché costante lungo tutta la tibia ad eccezione del livello 7 in cui la deformazione è minore. Per quanto riguarda la figura che riporta i lati laterale e mediale (figura 3.9) le deformazioni sono di entità assolutamente minori in quanto questi estensimetri sono siti nelle vicinanze dell'asse neutro.

Situazione del tutto speculare (è già stata dimostrata infatti la simmetria) si ha per la configurazione PA (vedi figure 3.10, 3.11); in questo caso il lato posteriore è però in compressione e il lato anteriore in trazione.

Per quanto riguarda invece le configurazioni LM e ML si hanno deformazioni superiori in modulo rispetto alle precedenti configurazioni a parità di carico (vedi figure 3.12-3.15). In quest'ultime non si rispecchia l'andamento costante delle deformazioni in quanto già dal livello 5 si riscontra un irrigidimento della struttura.

Ciò che è stato osservato nelle configurazioni di flessione a sbalzo AP e PA porta a considerare che la tibia, grazie alla sua forma geometrica non costante e non simmetrica, si comporti come una trave a uniforme resistenza almeno fino al livello 6 (70% BL). Il risultato ottenuto è giustificabile dal fatto che questa configurazione di carico è quella che rispecchia maggiormente i carichi fisiologici della tibia.

Da una ricerca in letteratura è emerso infatti che questa è la condizione di carico a cui la tibia è maggiormente sottoposta durante la comune attività di cammino [19]. Le informazioni, in termini di picchi di forza, sono state acquisite su pazienti dotati di protesi di ginocchio. Il database di riferimento contiene più pazienti e più registrazioni per ognuno; di seguito si riporta un esempio per comprendere meglio come si distribuisce il cono di forze sul piatto tibiale durante il cammino (figura 3.7). In figura , in particolare dalla visualizzazione dall'alto del piatto tibiale, appare che i picchi di forza (rappresentati dal rosso) rispecchiano appunto questa condizione di carico. E' da notare inoltre che la componente di forza predominante agisce in direzione antero-posteriore.

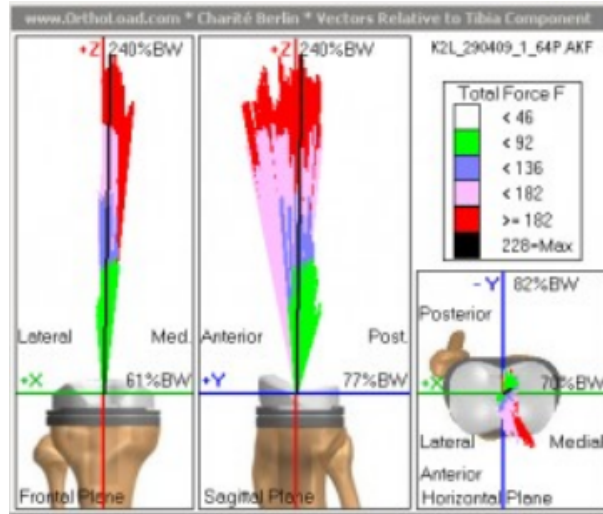


Figura 3.7: Distribuzione dei picchi di forza sul piatto tibiale durante il cammino [19].

Alla luce della distribuzione delle deformazioni e dei valori di rigidezza che si sono ottenuti, è possibile dire che la struttura della tibia sia ottimizzata a resistere a carichi in direzione antero-posteriore sul piano sagittale.

Secondo la teoria del rimodellamento osseo infatti l'osso tende ad adattarsi alle condizioni di carico a cui è normalmente sottoposto. Da questa osservazione è quindi possibile capire come la tibia abbia adattato la propria forma in modo tale da risultare ottimizzata a resistere alla configurazione di carico fisiologico.

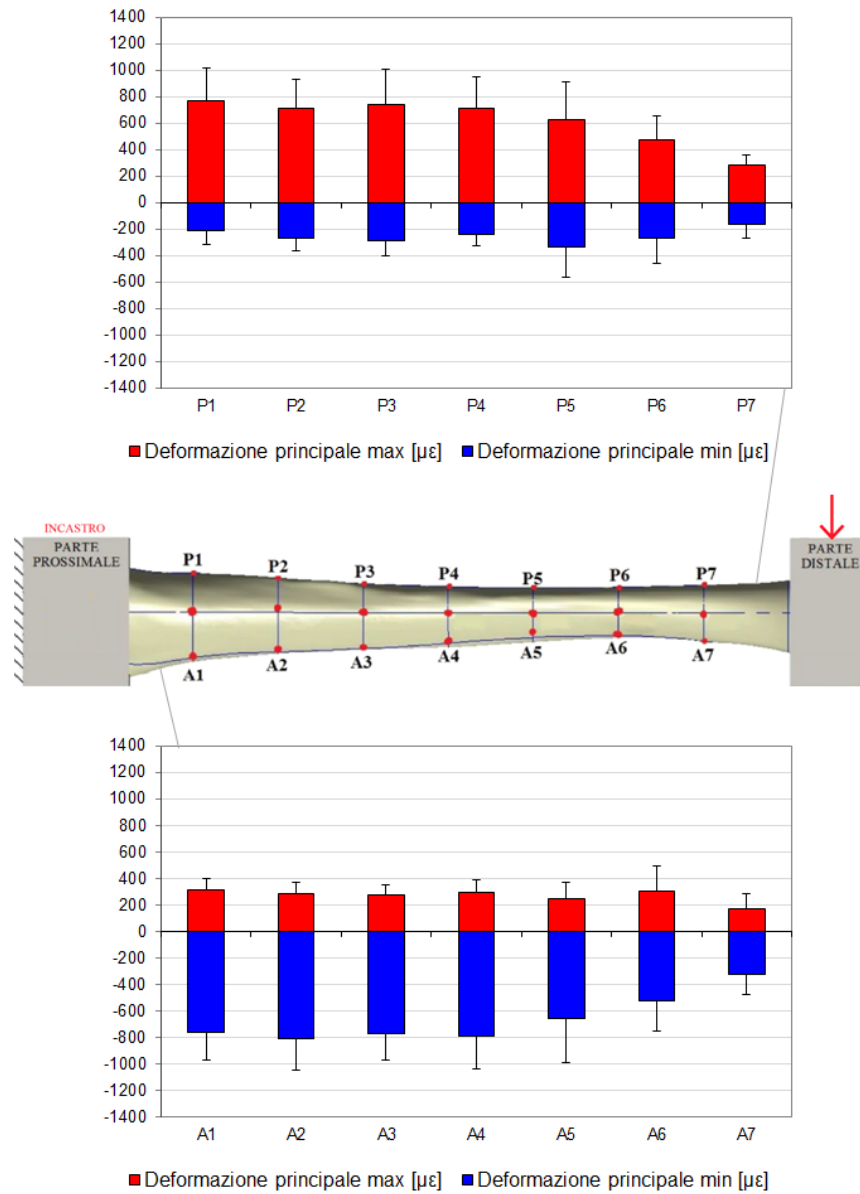


Figura 3.8: Configurazione di flessione a sbalzo AP: deformazioni principali massime e minime in $\mu\epsilon$ sulla superficie della tibia per il lato anteriore e il lato posteriore. Si riporta media e deviazione standard dei 6 provini.

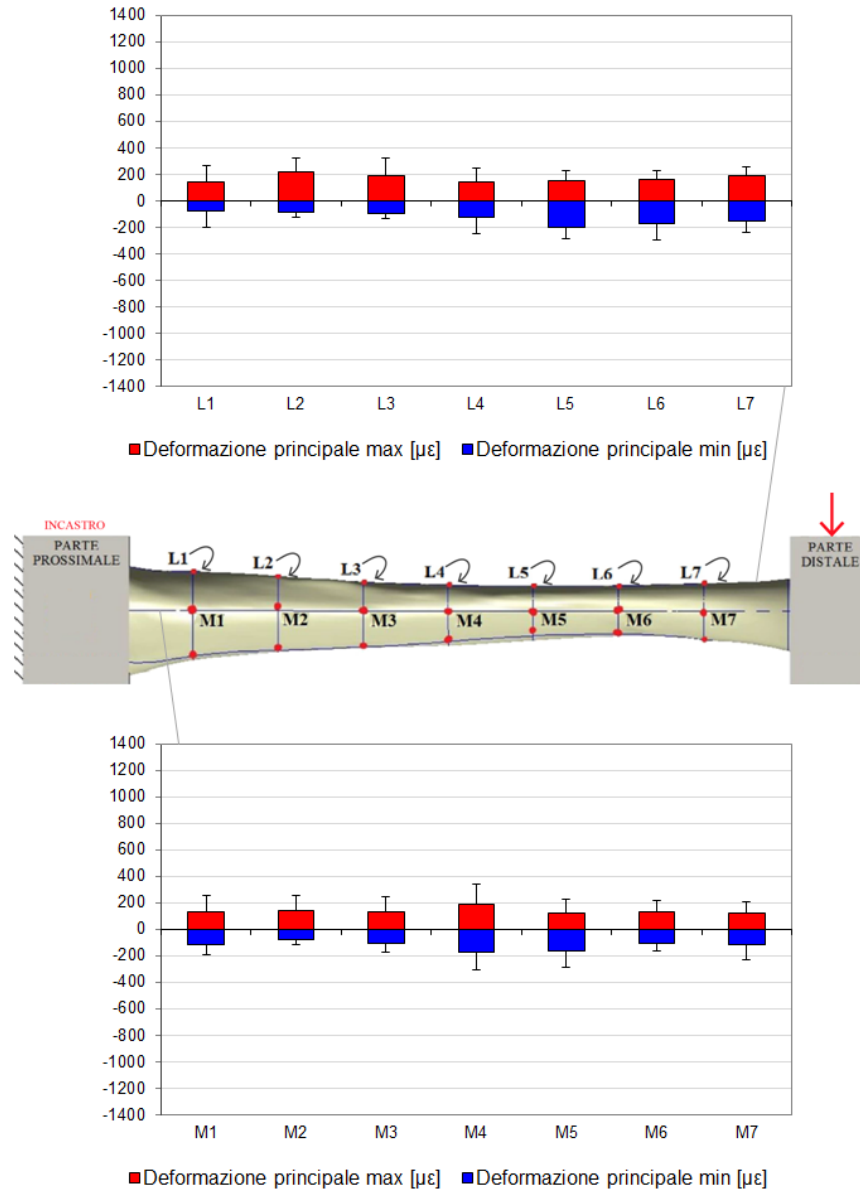


Figura 3.9: Configurazione di flessione a sbalzo AP: deformazioni principali massime e minime in $\mu\epsilon$ sulla superficie della tibia per il lato laterale e il lato mediale. Si riporta media e deviazione standard dei 6 provini.

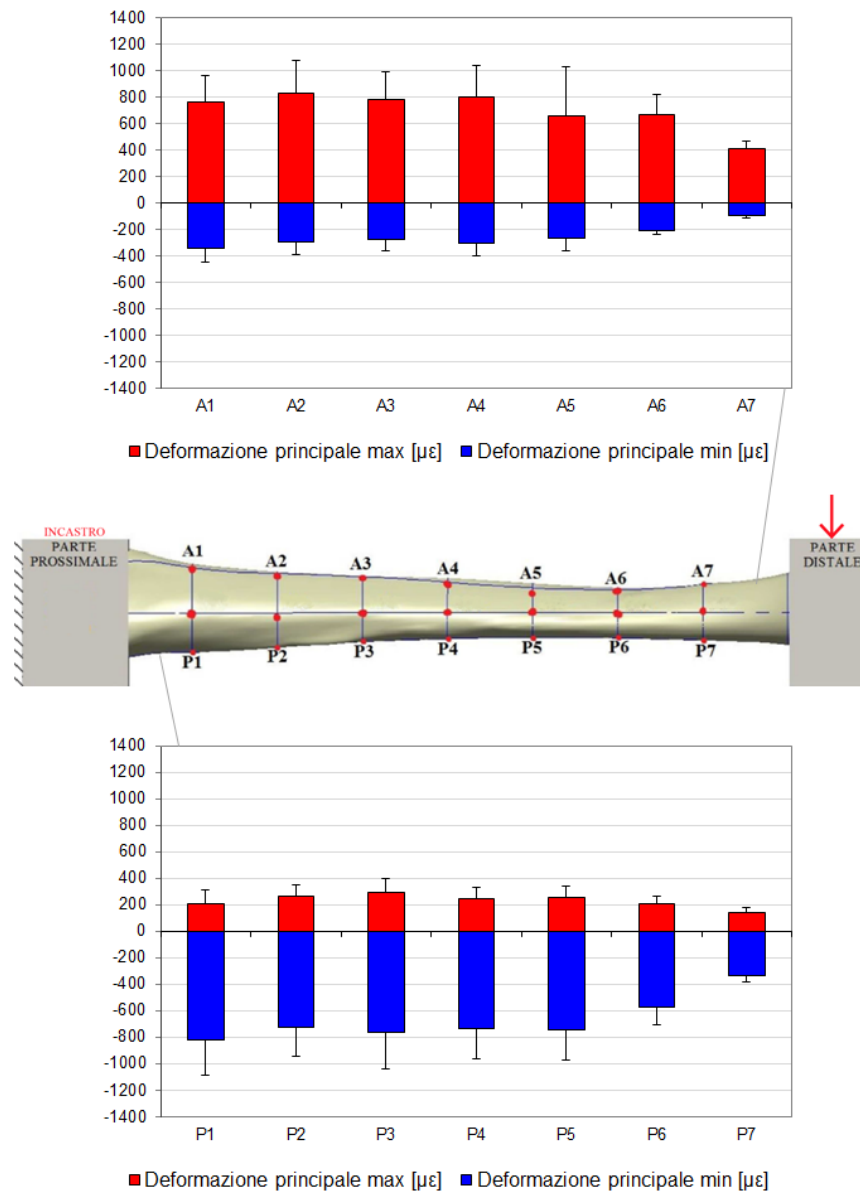


Figura 3.10: Configurazione di flessione a sbalzo PA: deformazioni principali massime e minime in $\mu\epsilon$ sulla superficie della tibia per il lato anteriore e il lato posteriore. Si riporta media e deviazione standard dei 6 provini.

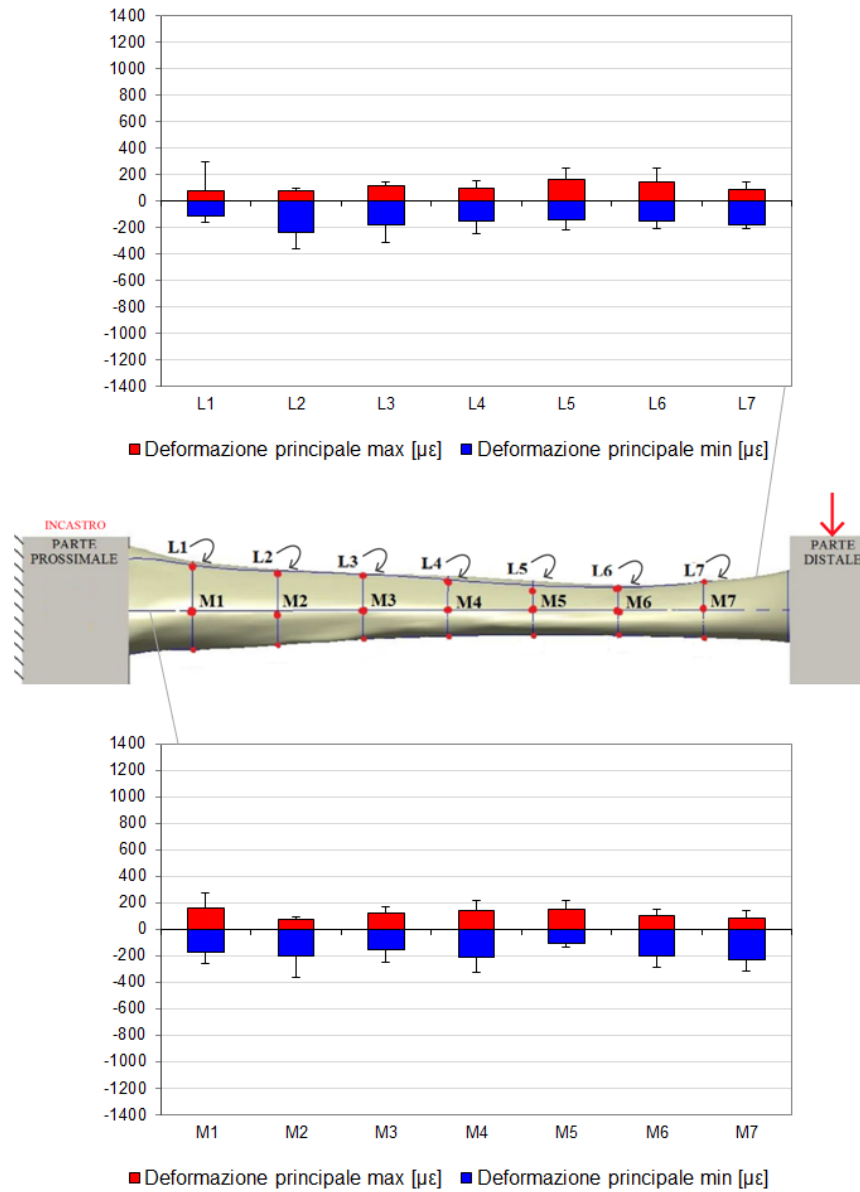


Figura 3.11: Configurazione di flessione a sbalzo PA: deformazioni principali massime e minime in $\mu\epsilon$ sulla superficie della tibia per il lato laterale e il lato mediale. Si riporta media e deviazione standard dei 6 provini.

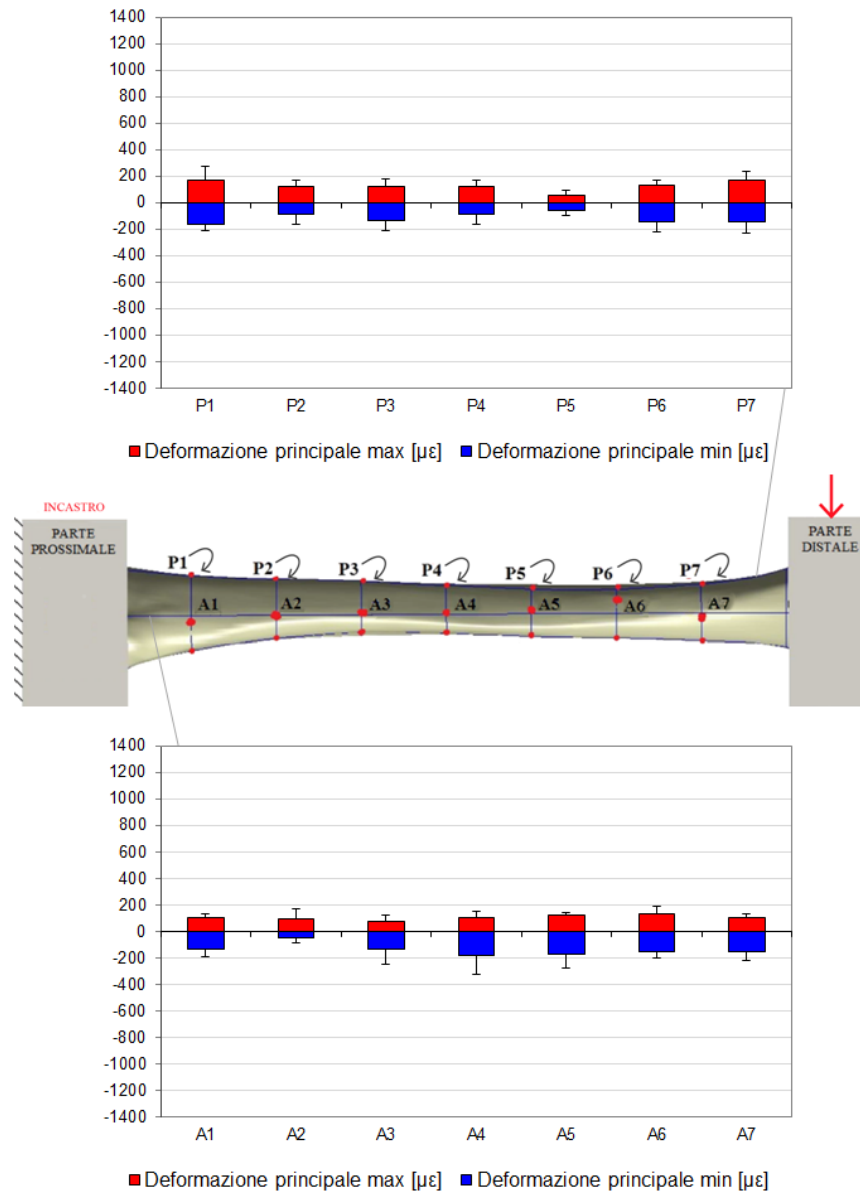


Figura 3.12: Configurazione di flessione a sbalzo LM: deformazioni principali massime e minime in $\mu\epsilon$ sulla superficie della tibia per il lato anteriore e il lato posteriore. Si riporta media e deviazione standard dei 6 provini.

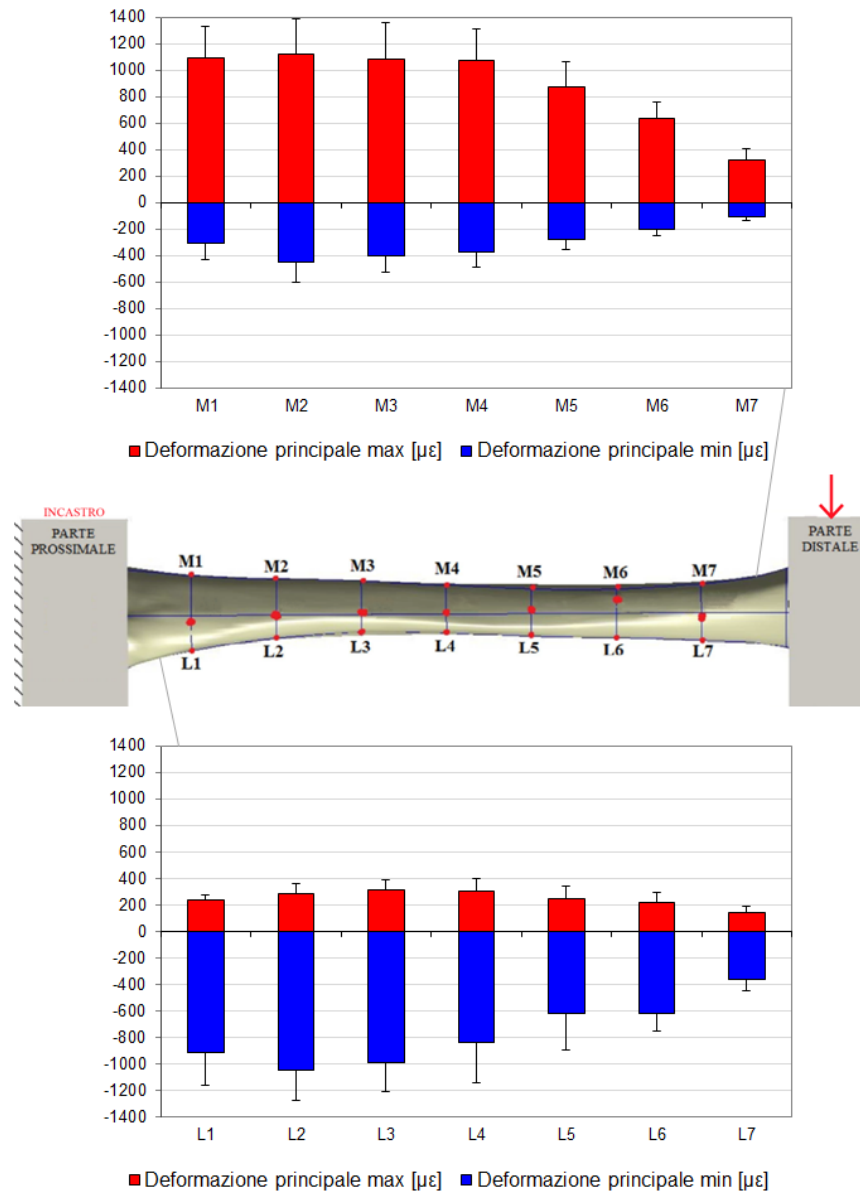


Figura 3.13: Configurazione di flessione a sbalzo LM: deformazioni principali massime e minime in $\mu\epsilon$ sulla superficie della tibia per il lato laterale e il lato mediale. Si riporta media e deviazione standard dei 6 provini.

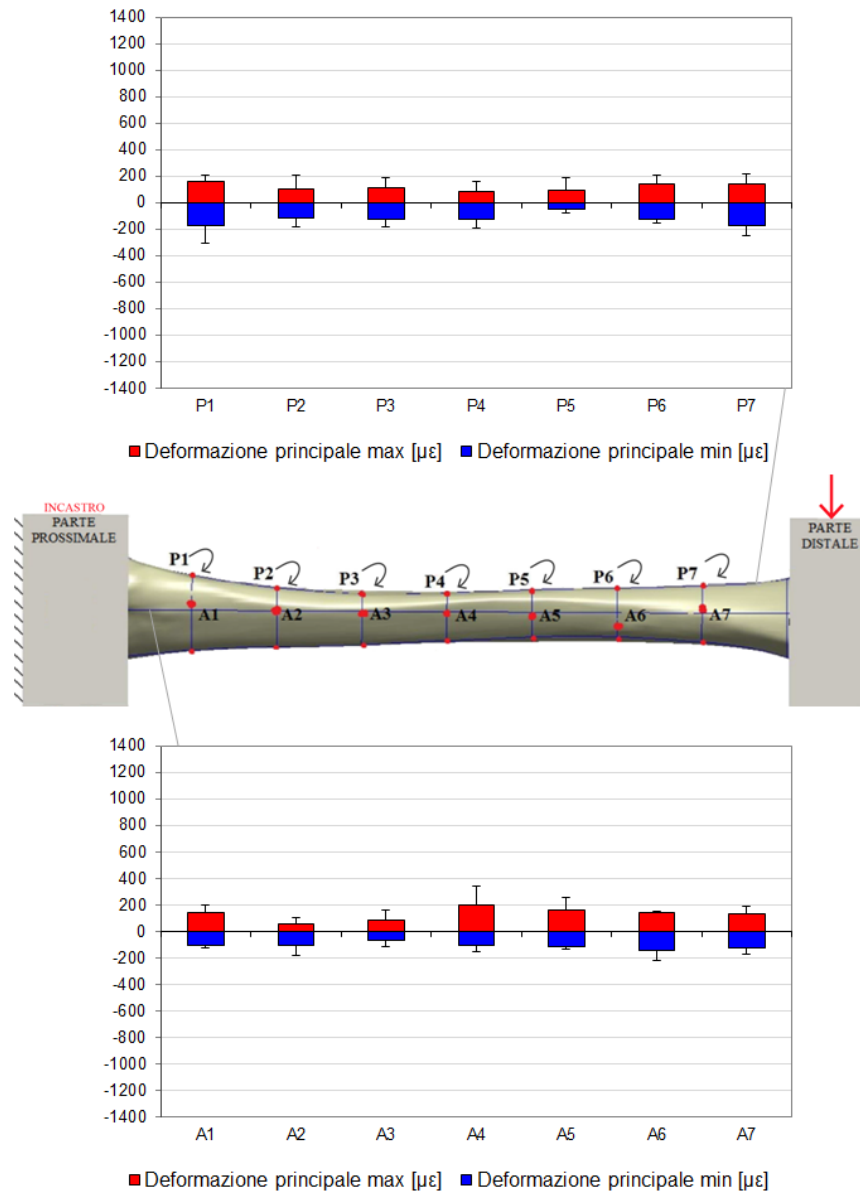


Figura 3.14: Configurazione di flessione a sbalzo ML: deformazioni principali massime e minime in $\mu\epsilon$ sulla superficie della tibia per il lato anteriore e il lato posteriore. Si riporta media e deviazione standard dei 6 provini.

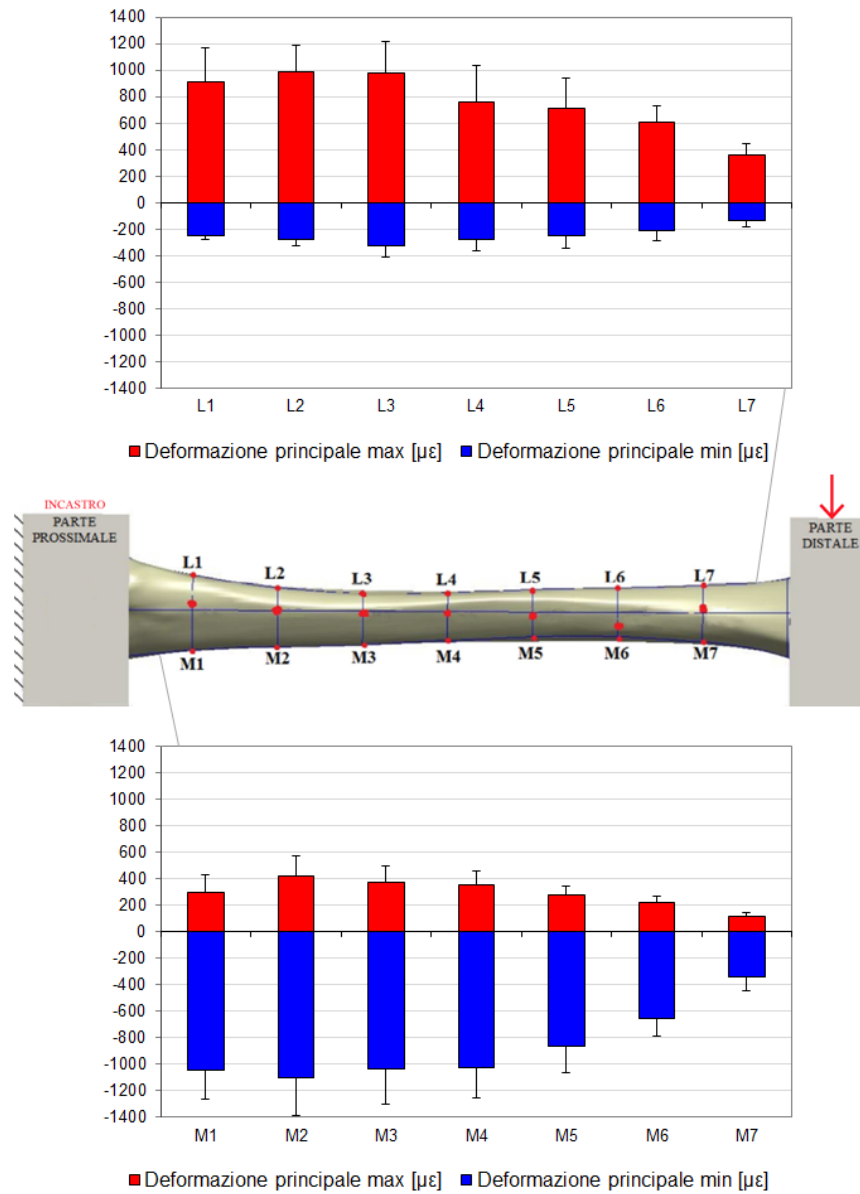


Figura 3.15: Configurazione di flessione a sbalzo ML: deformazioni principali massime e minime in $\mu\epsilon$ sulla superficie della tibia per il lato laterale e il lato mediale. Si riporta media e deviazione standard dei 6 provini.

3.5.2 Flessione a quattro punti

Nel caso di flessione a quattro punti, di una trave ideale, l'andamento del momento flettente è quello rappresentato in figura 3.16.

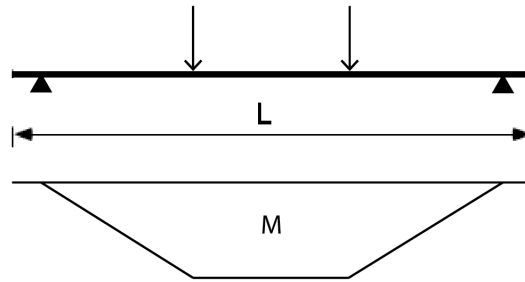


Figura 3.16: Trave ideale sottoposta a flessione a quattro punti.

Da un'analisi qualitativa delle deformazioni nella configurazione di flessione a 4 punti per la tibia (vedi figure 3.17-3.24) si notano valori di deformazioni leggermente superiori nelle configurazioni LM, ML dove la tibia risulta effettivamente meno rigida. Per quanto riguarda i valori delle deformazioni si nota che il picco di deformazione è sempre al livello 5; focalizzando invece l'attenzione sull'andamento delle deformazioni lungo l'asse della tibia si nota che l'andamento non è costante.

Dal fatto che le deformazioni non risultano costanti lungo i quattro lati della tibia si deduce che la struttura della tibia non è ottimizzata per questa configurazione non fisiologica di carico.

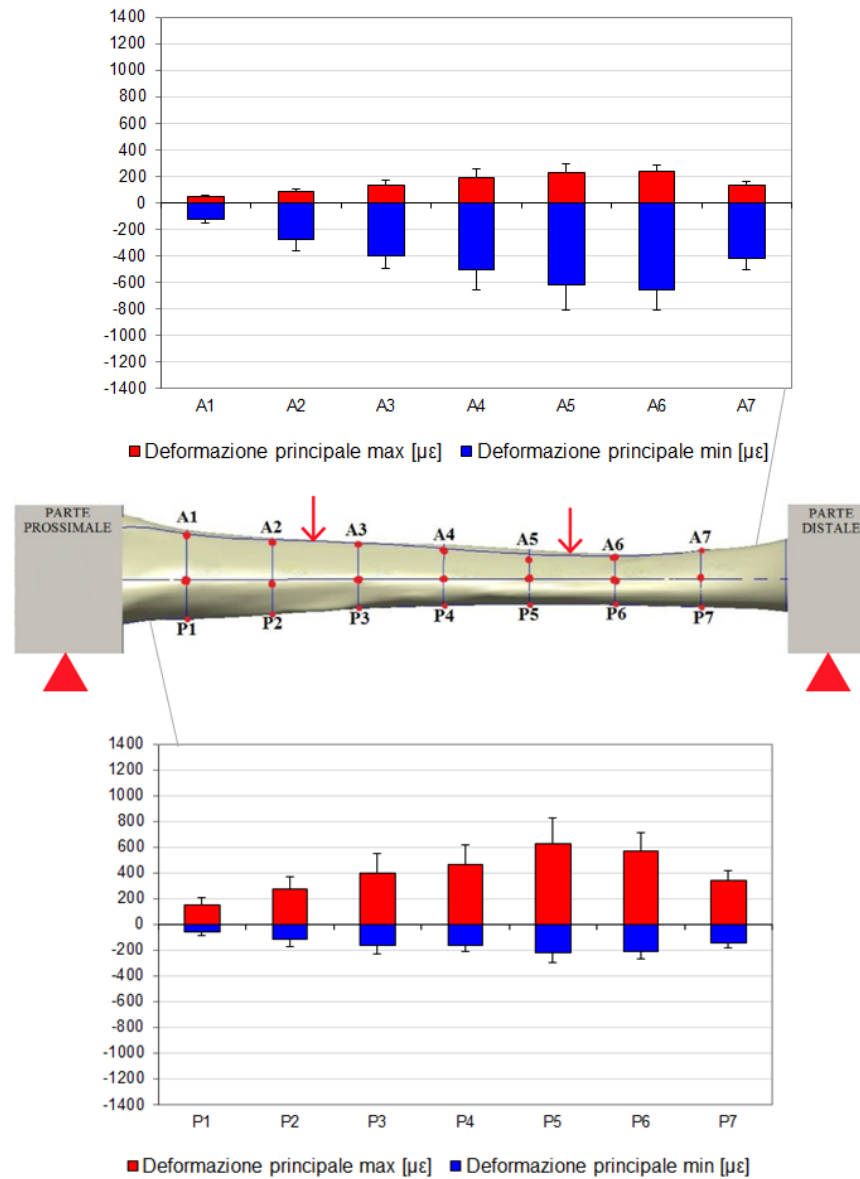


Figura 3.17: Configurazione di flessione a 4 punti AP: deformazioni principali massime e minime in $\mu\epsilon$ sulla superficie della tibia per il lato anteriore e il lato posteriore. Si riporta media e deviazione standard dei 6 provini.

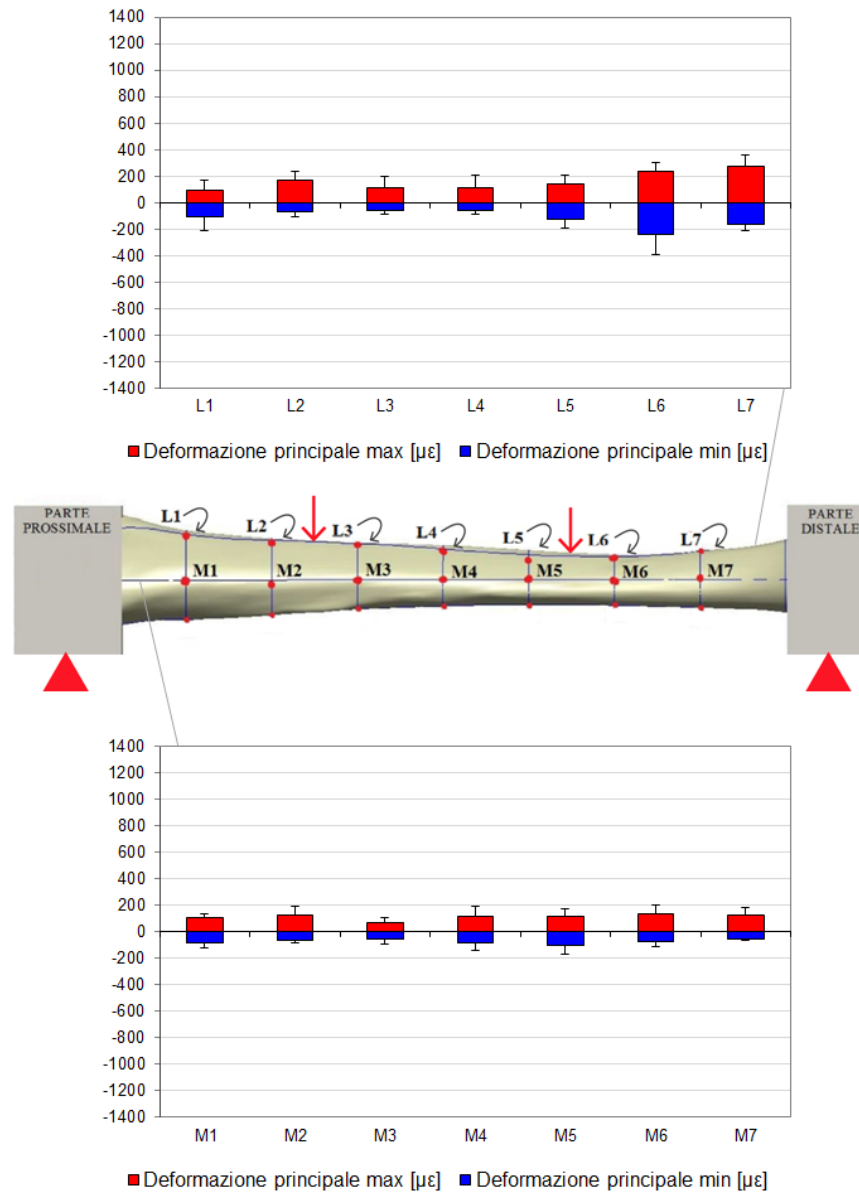


Figura 3.18: Configurazione di flessione a 4 punti AP: deformazioni principali massime e minime in $\mu\epsilon$ sulla superficie della tibia per il lato laterale e il lato mediale. Si riporta media e deviazione standard dei 6 provini.

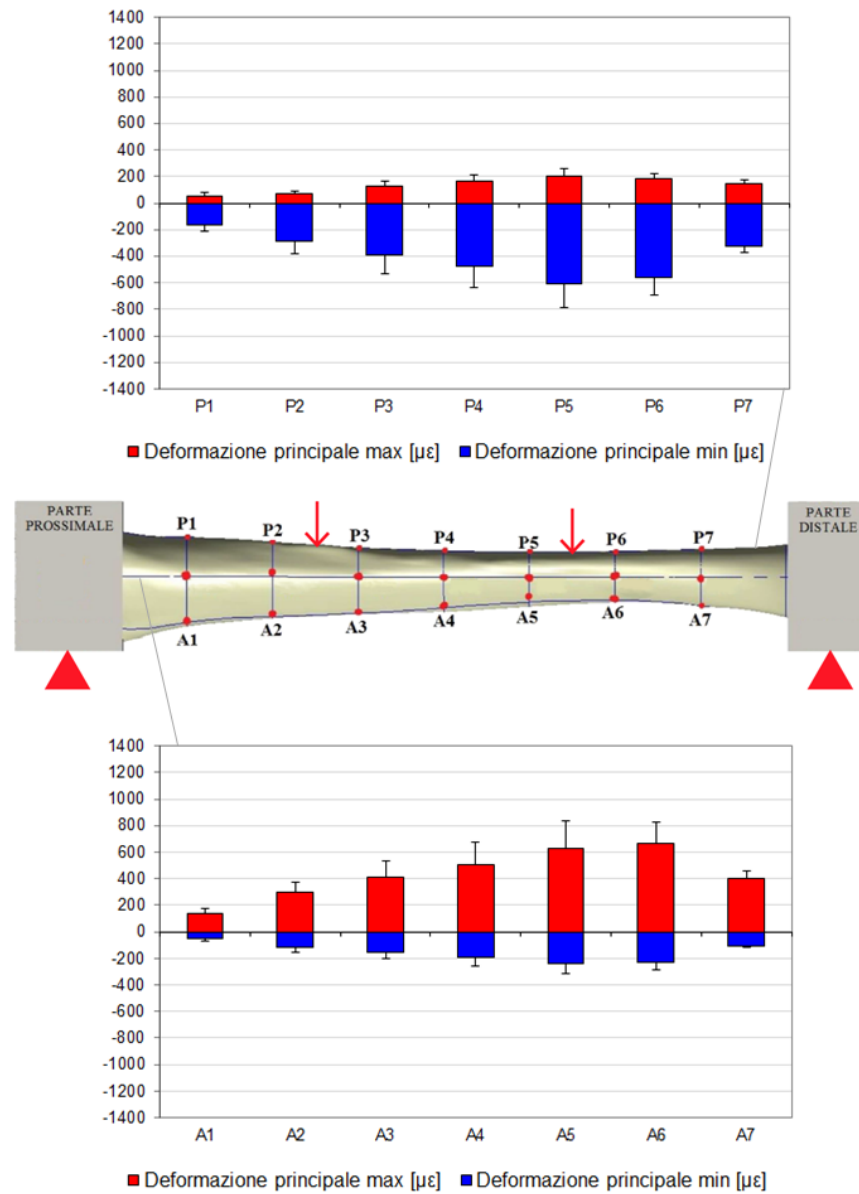


Figura 3.19: Configurazione di flessione a 4 punti PA: deformazioni principali massime e minime in $\mu\epsilon$ sulla superficie della tibia per il lato anteriore e il lato posteriore. Si riporta media e deviazione standard dei 6 provini.

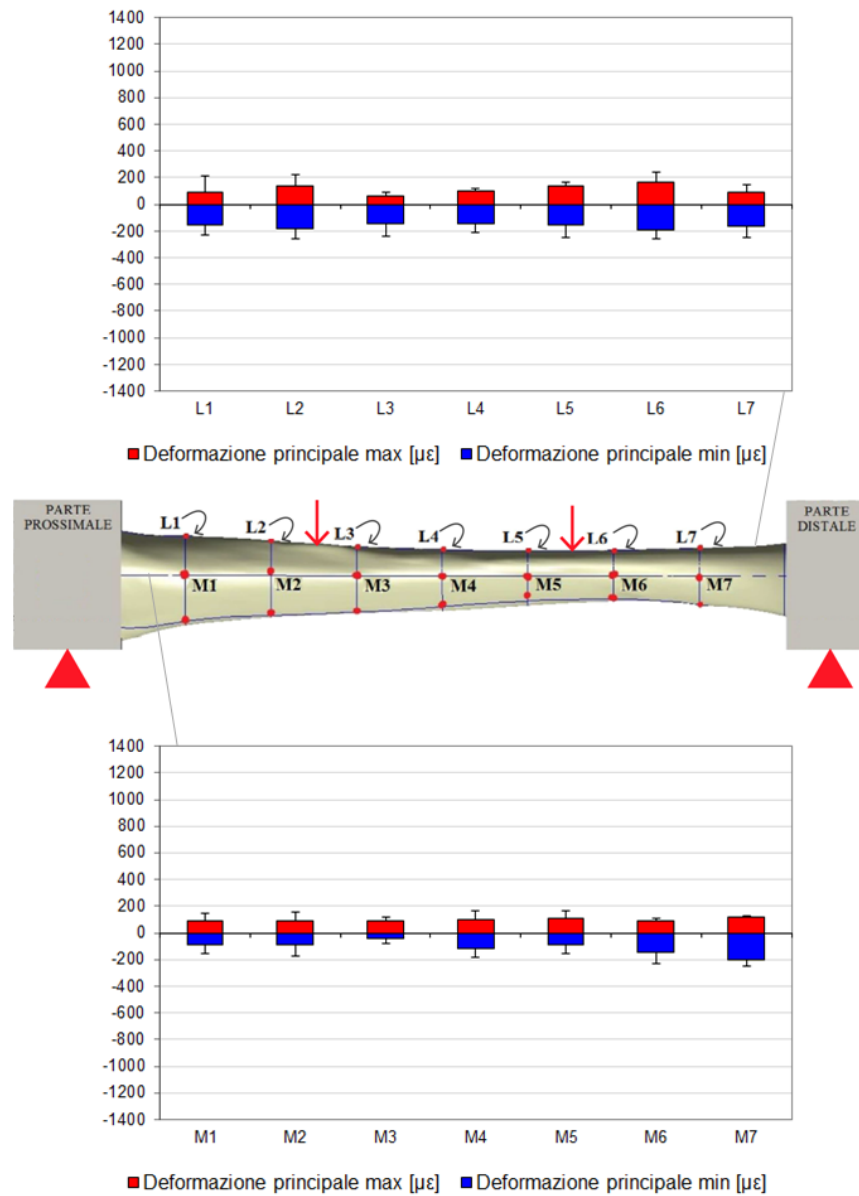


Figura 3.20: Configurazione di flessione a 4 punti PA: deformazioni principali massime e minime in $\mu\epsilon$ sulla superficie della tibia per il lato laterale e il lato mediale. Si riporta media e deviazione standard dei 6 provini.

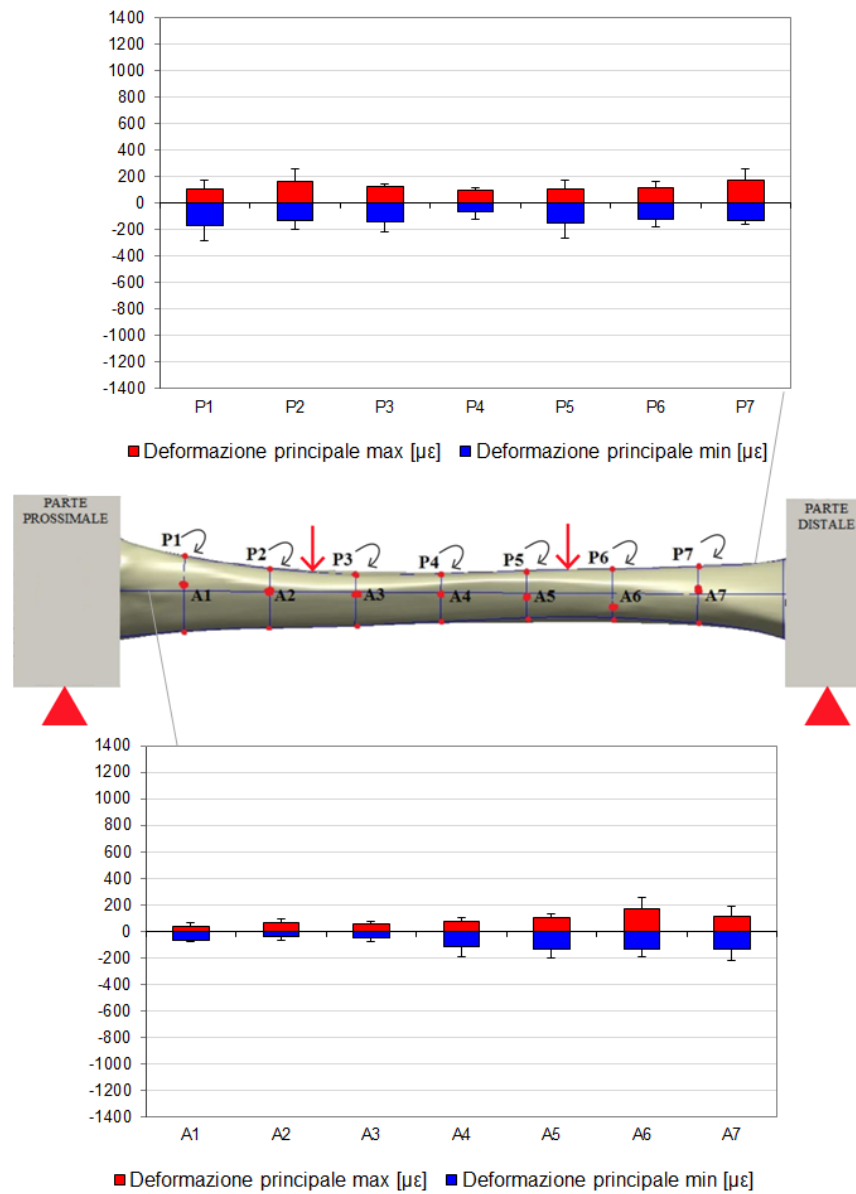


Figura 3.21: Configurazione di flessione a 4 punti LM: deformazioni principali massime e minime in $\mu\epsilon$ sulla superficie della tibia per il lato anteriore e il lato posteriore. Si riporta media e deviazione standard dei 6 provini.

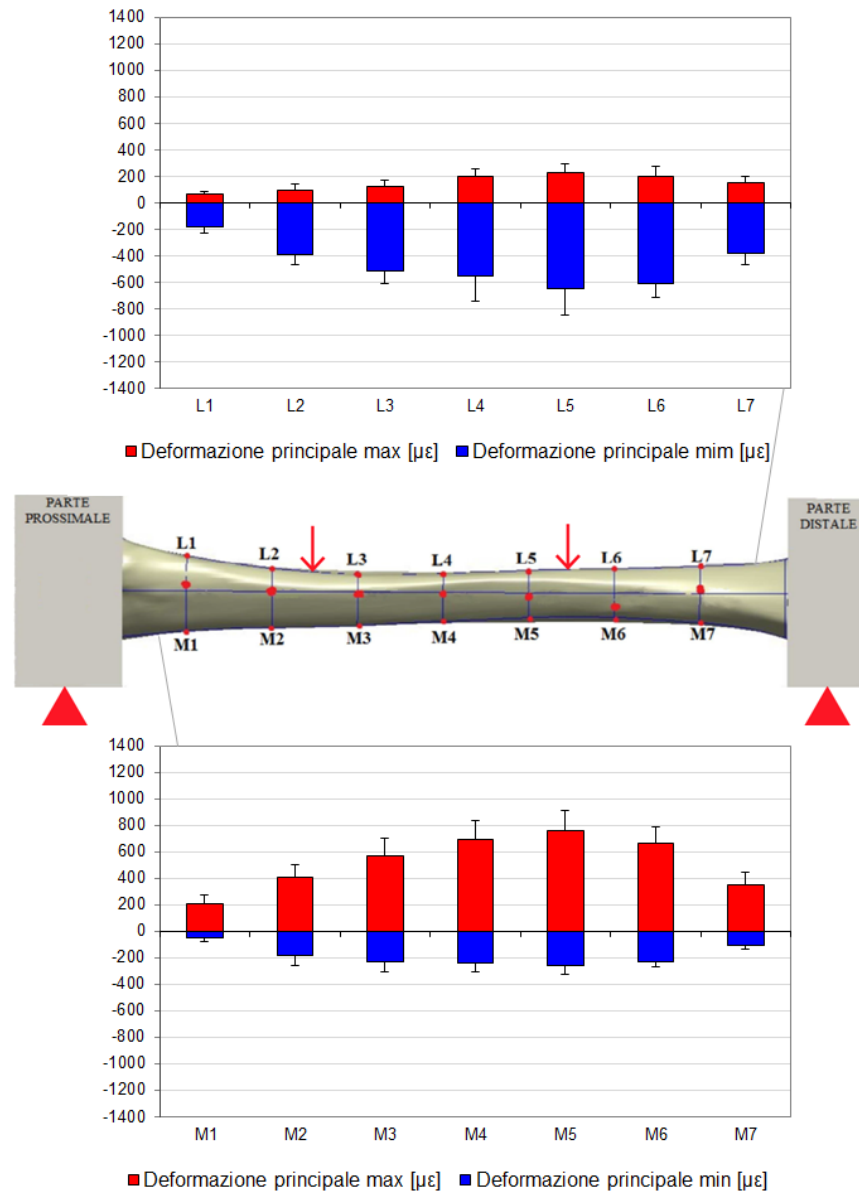


Figura 3.22: Configurazione di flessione a 4 punti LM: deformazioni principali massime e minime in $\mu\epsilon$ sulla superficie della tibia per il lato laterale e il lato mediale. Si riporta media e deviazione standard dei 6 provini.

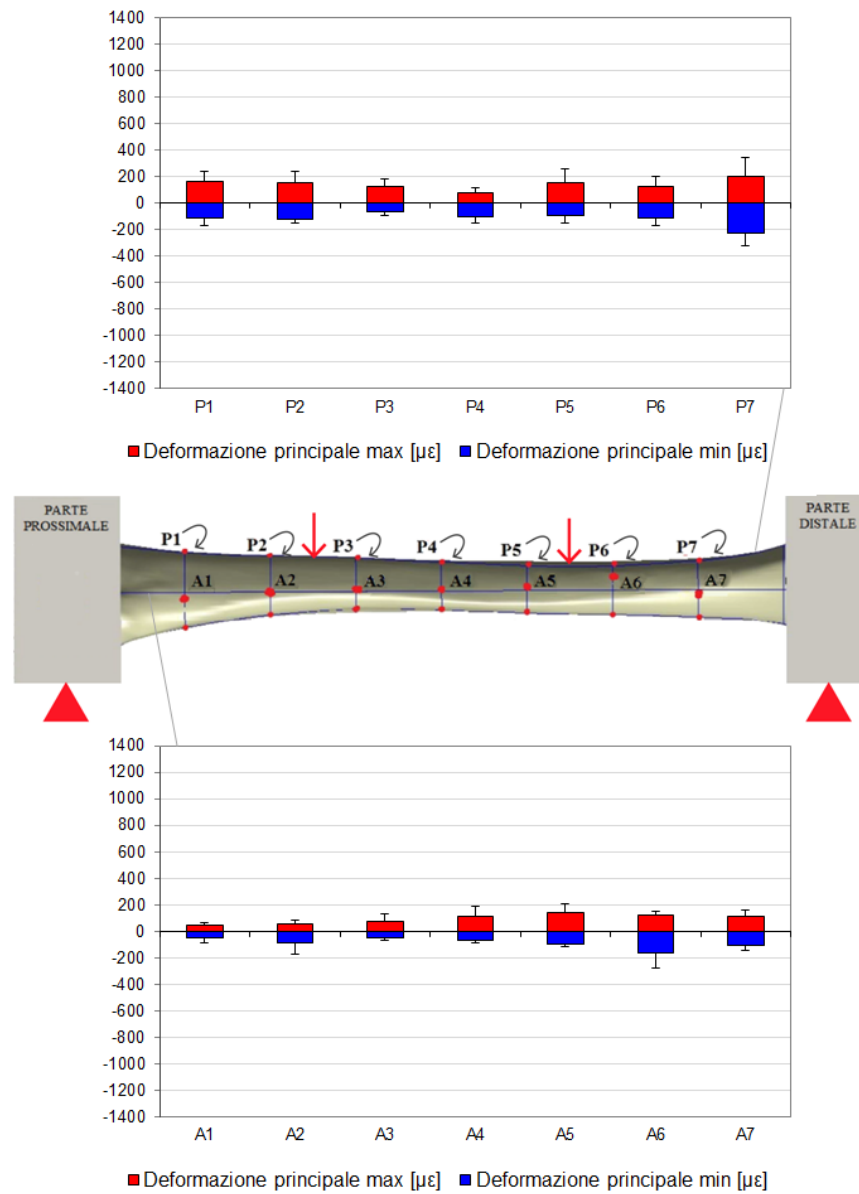


Figura 3.23: Configurazione di flessione a 4 punti ML: deformazioni principali massime e minime in $\mu\epsilon$ sulla superficie della tibia per il lato anteriore e il lato posteriore. Si riporta media e deviazione standard dei 6 provini.

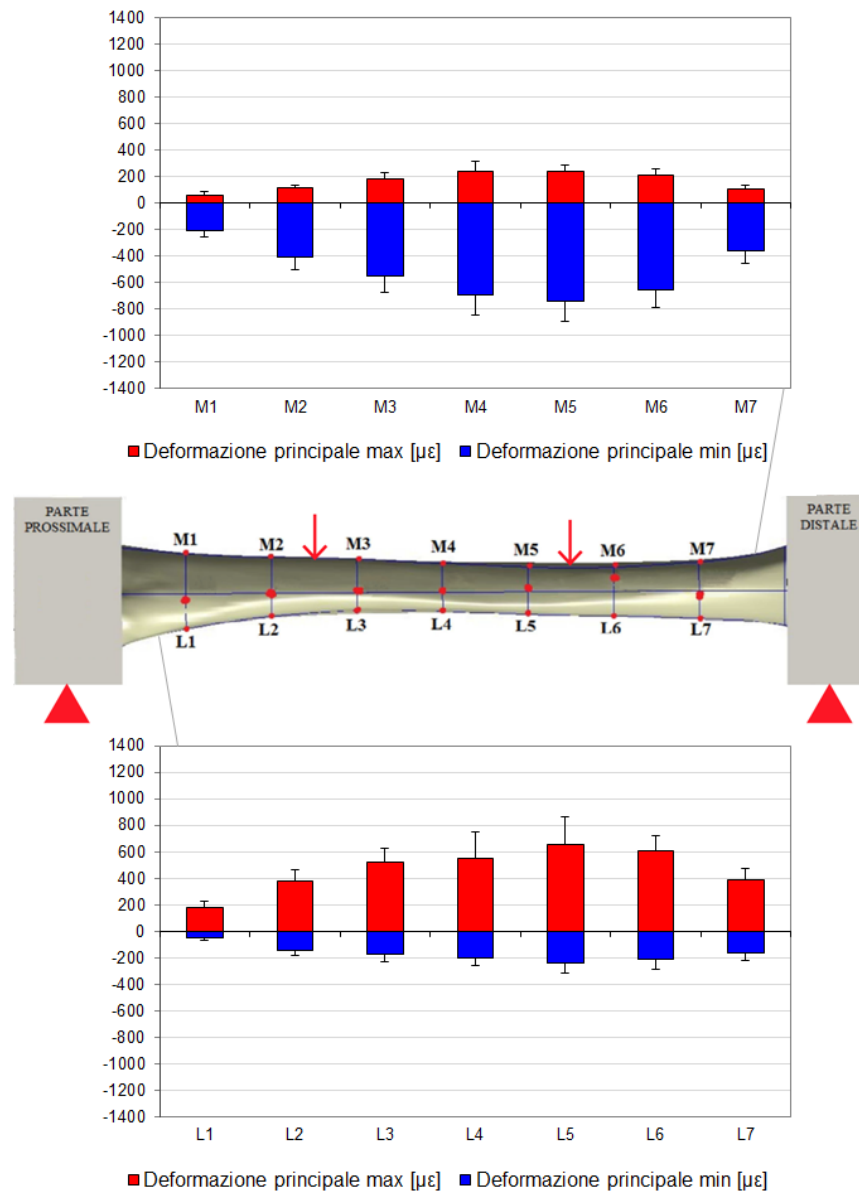


Figura 3.24: Configurazione di flessione a 4 punti ML: deformazioni principali massime e minime in $\mu\epsilon$ sulla superficie della tibia per il lato laterale e il lato mediale. Si riporta media e deviazione standard dei 6 provini.

3.5.3 Carichi assiali: trazione e compressione

Con l'applicazione di carichi assiali si sono ottenuti andamenti delle deformazioni fortemente irregolari lungo tutto l'asse della tibia (vedi figure 3.25-3.28).

In particolare per il lato anteriore e mediale si sono ottenuti valori massimi di deformazione in corrispondenza del livello 7, la dove la sezione della tibia è decisamente minore in quanto in prossimità della caviglia. Per il lato posteriore si è ottenuto il massimo di deformazione nel livello 1; questa zona risulta la meno piatta di questo lato. Questa faccia della tibia è infatti liscia e convessa in tutta la sua estensione, salvo che nella parte prossimale dove è attraversata da una cresta rugosa detta linea obliqua (o linea del muscolo soleo). Per il lato laterale non ci sono differenze molto evidenti in termini di deformazioni tra i vari livelli.

Anche in questa configurazione di carico, come nella flessione a quattro punti, analizzando qualitativamente gli andamenti delle deformazione è evidente un andamento non costante che sottolinea come la struttura della tibia non sia ottimizzata nemmeno per questa configurazione di carico.

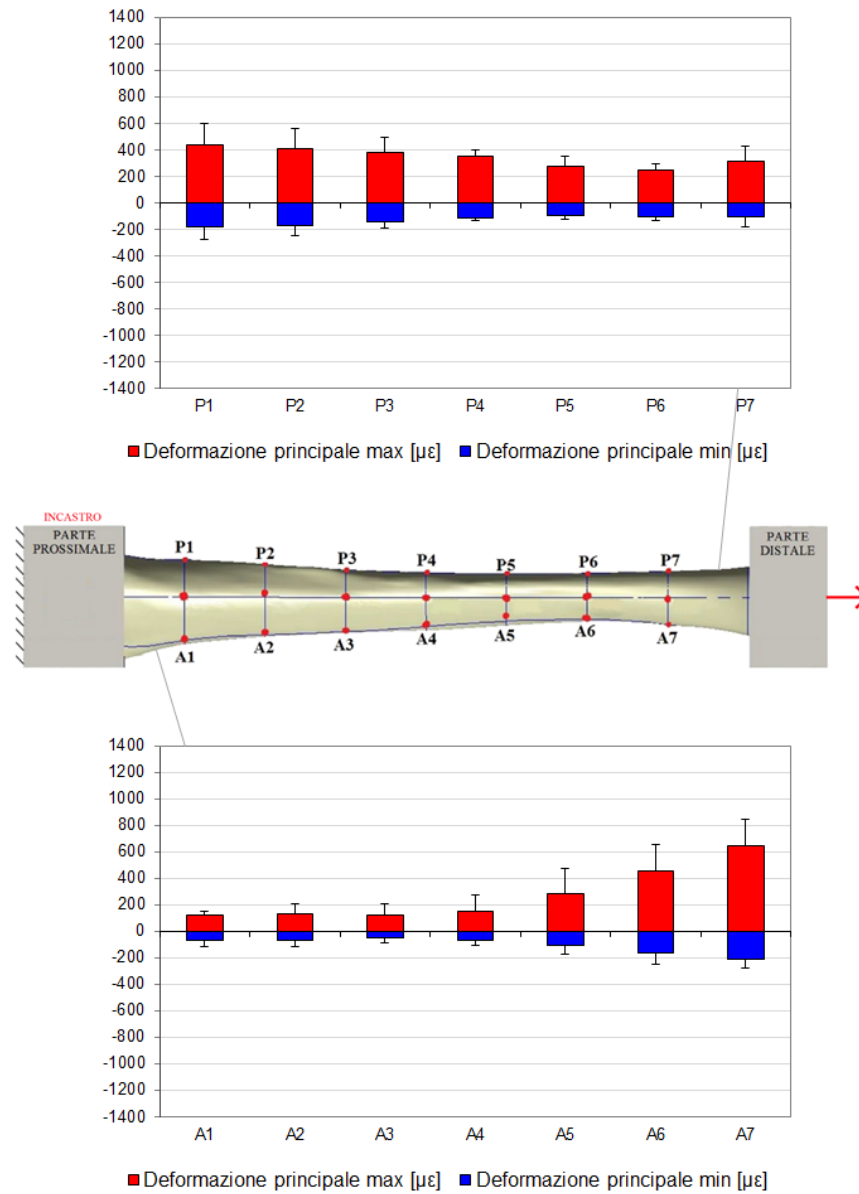


Figura 3.25: Configurazione in trazione: deformazioni principali massime e minime in $\mu\epsilon$ sulla superficie della tibia per il lato anteriore e il lato posteriore. Si riporta media e deviazione standard dei 6 provini.

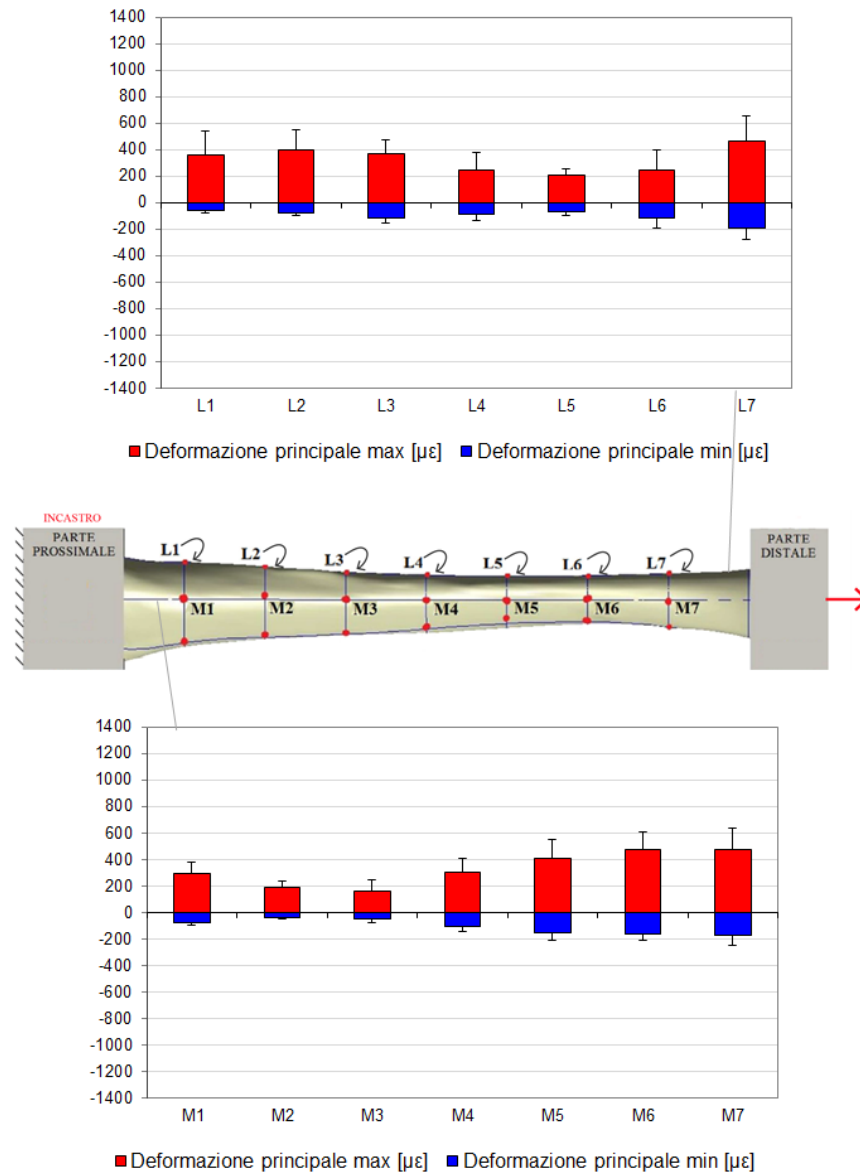


Figura 3.26: Configurazione in trazione: deformazioni principali massime e minime in $\mu\epsilon$ sulla superficie della tibia per il lato laterale e il lato mediale. Si riporta media e deviazione standard dei 6 provini.

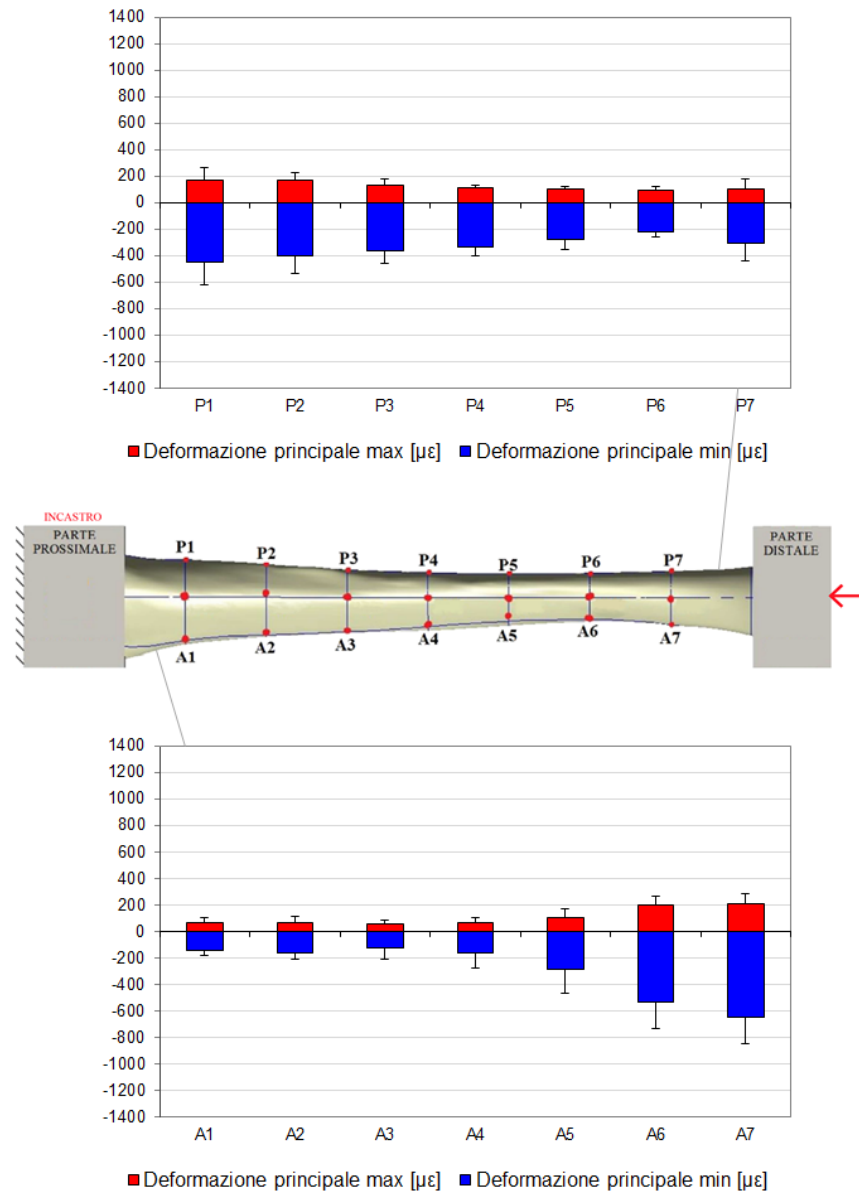


Figura 3.27: Configurazione in compressione: deformazioni principali massime e minime in $\mu\epsilon$ sulla superficie della tibia per il lato anteriore e il lato posteriore. Si riporta media e deviazione standard dei 6 provini.

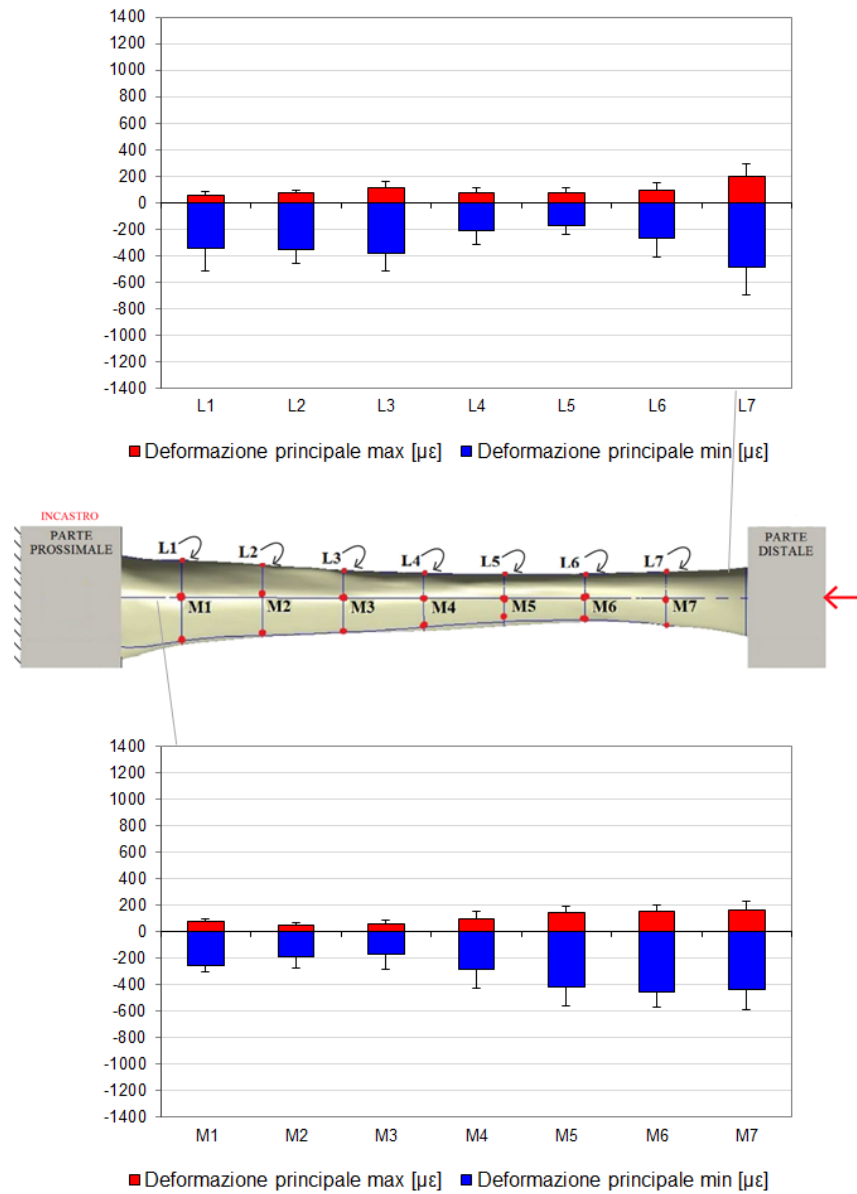


Figura 3.28: Configurazione in compressione: deformazioni principali massime e minime in $\mu\epsilon$ sulla superficie della tibia per il lato laterale e il lato mediale. Si riporta media e deviazione standard dei 6 provini.

3.5.4 Torsione

La torsione, applicata all'estremità distale della tibia, ha prodotto deformazioni crescenti dal livello 1 al livello 6 (vedi figure 3.29-3.32). Per il livello 7 i valori di deformazioni sono invece paragonabili o minori a quelli del livello 6.

Anche in questa configurazione di carico, analizzando qualitativamente gli andamenti delle deformazioni, è evidente un andamento non costante che sottolinea come la struttura della tibia non sia ottimizzata per carichi torsionali.

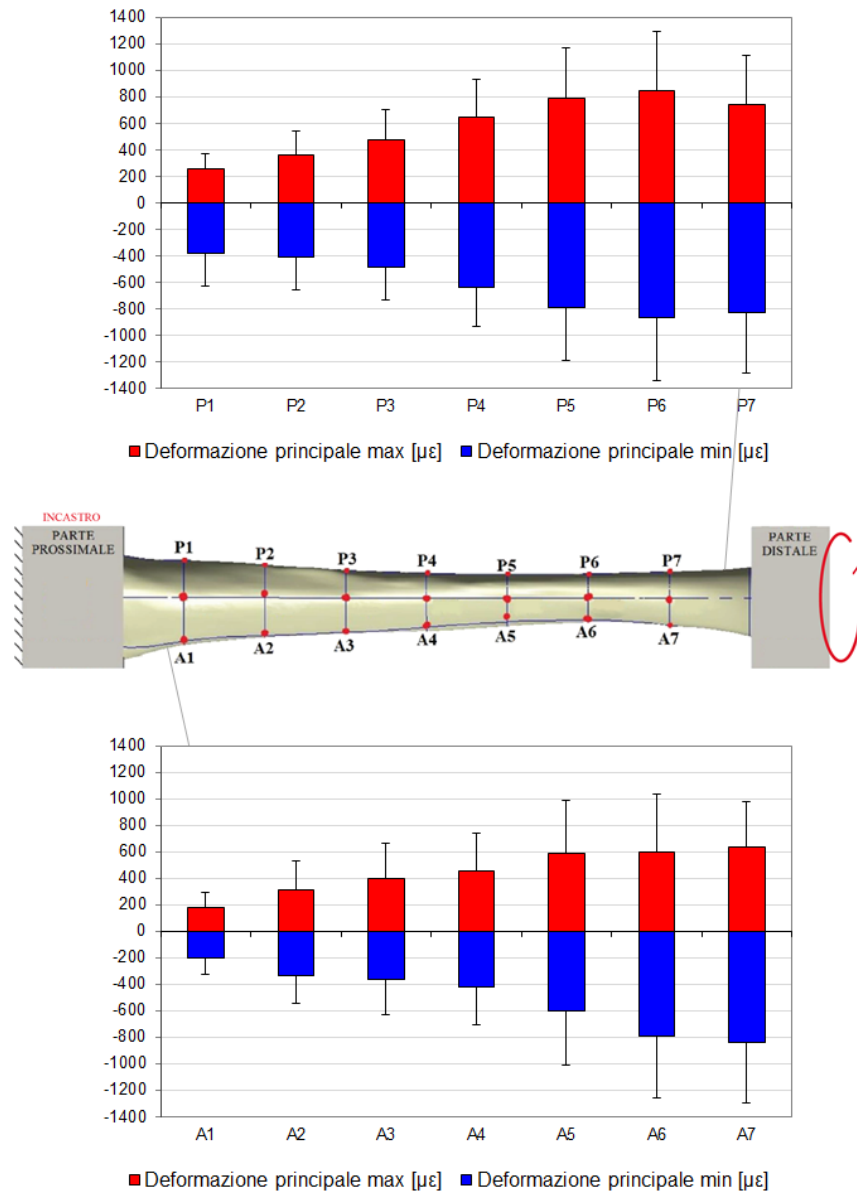


Figura 3.29: Configurazione in extra-rotazione: deformazioni principali massime e minime in $\mu\epsilon$ sulla superficie della tibia per il lato anteriore e il lato posteriore. Si riporta media e deviazione standard dei 6 provini.

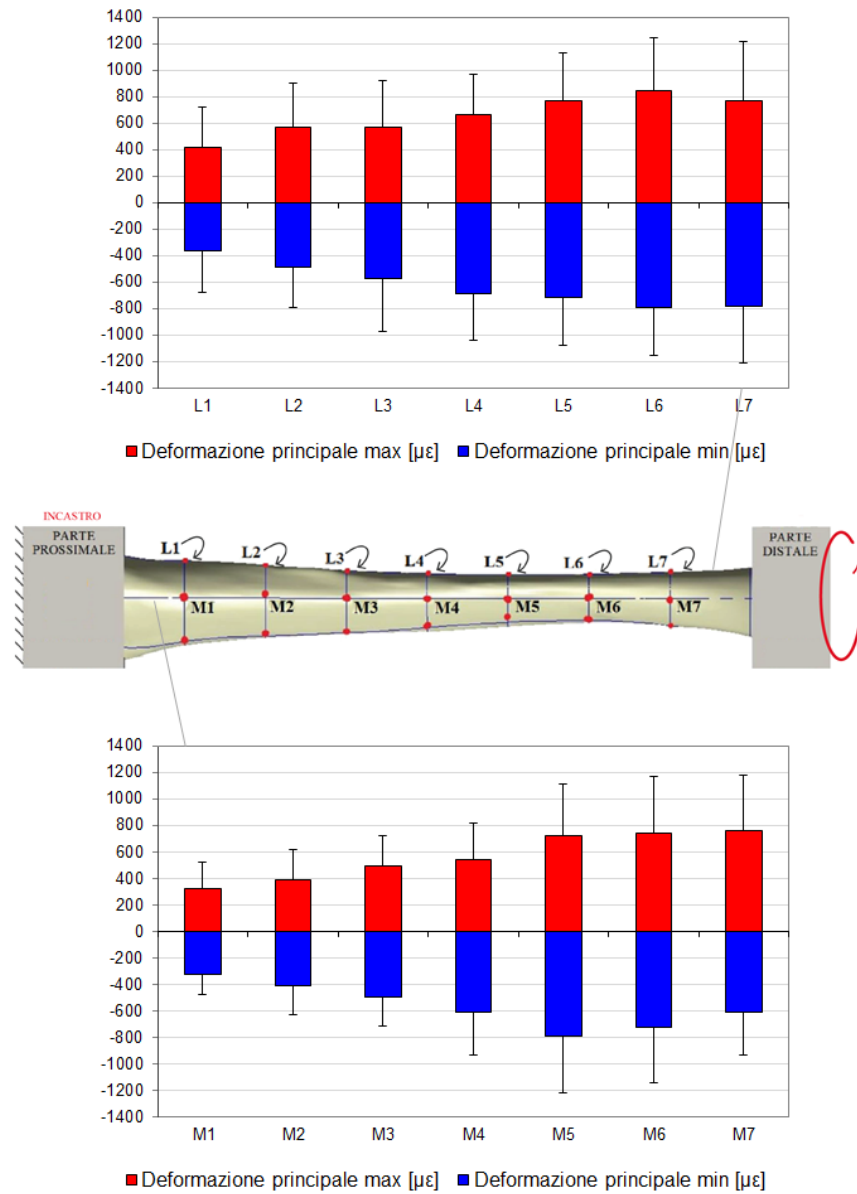


Figura 3.30: Configurazione in extra-rotazione: deformazioni principali massime e minime in $\mu\epsilon$ sulla superficie della tibia per il lato laterale e il lato mediale. Si riporta media e deviazione standard dei 6 provini.

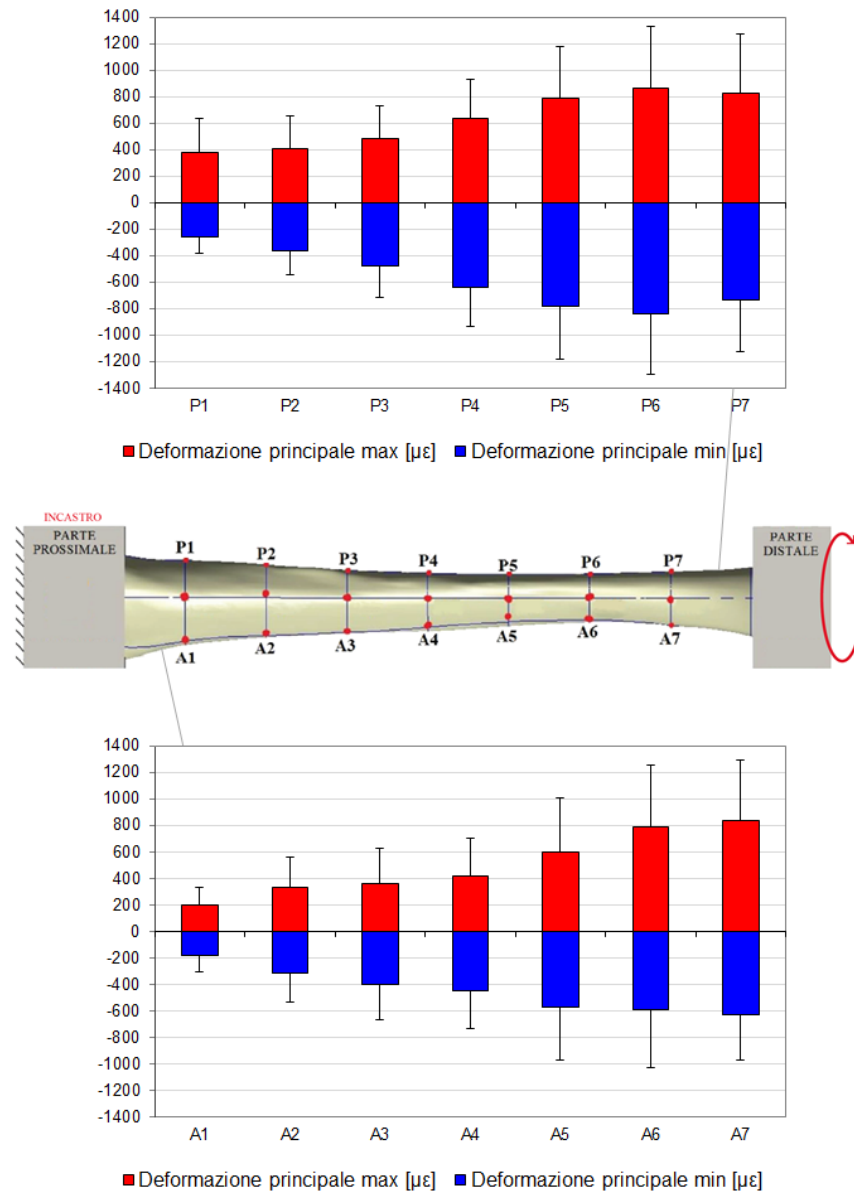


Figura 3.31: Configurazione in intra-rotazione: deformazioni principali massime e minime in $\mu\epsilon$ sulla superficie della tibia per il lato anteriore e il lato posteriore. Si riporta media e deviazione standard dei 6 provini.

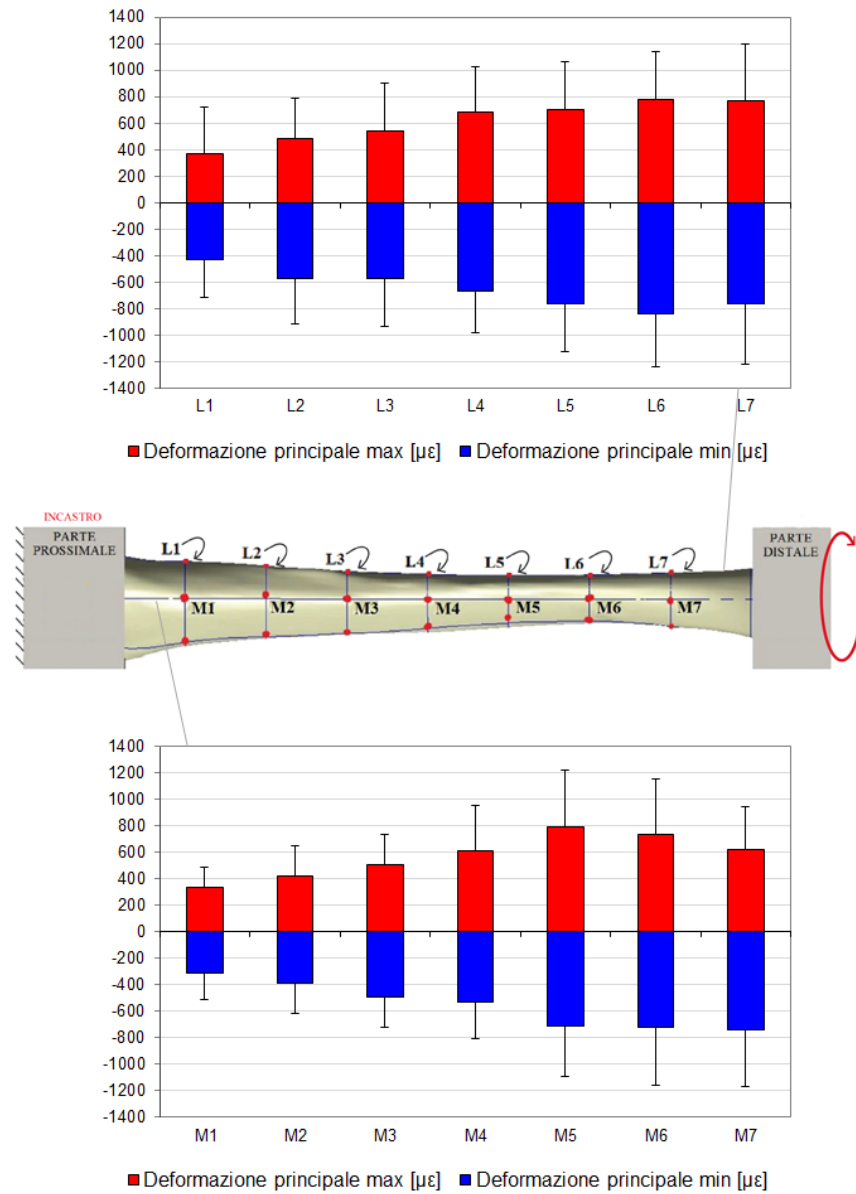


Figura 3.32: Configurazione in intra-rotazione: deformazioni principali massime e minime in $\mu\epsilon$ sulla superficie della tibia per il lato laterale e il lato mediale. Si riporta media e deviazione standard dei 6 provini.

3.5.5 Confronto tra configurazioni

Dall'analisi qualitativa delle distribuzioni delle deformazioni lungo l'asse della tibia, ciò che è possibile trarre è che solo nella configurazione di flessione a sbalzo PA-AP la tibia si comporta come una trave a uniforme resistenza, grazie alla sezione non costante e non simmetrica.

Per verificare ciò che è emerso dall'analisi qualitativa sono state calcolate le rette di regressione delle distribuzioni di deformazione per le diverse configurazioni di carico e si riportano quindi i grafici della variazione relativa delle deformazioni rispetto all'unità di lunghezza.

Vista la simmetria delle deformazioni per carichi applicati in verso opposto si è scelto di riportare la retta di regressione solo per alcune delle configurazioni di carico: si riporta flessione a sbalzo e a 4 punti nelle configurazioni PA e ML, trazione e extra-rotazione. Nei grafici che seguiranno si è deciso di riportare nelle ascisse la % di lunghezza biomeccanica e nelle ordinate le deformazioni principali normalizzate rispetto al valore medio.

E' da notare che la normalizzazione delle deformazioni principali è stata necessaria per rendere confrontabile il coefficiente angolare delle rette di regressione delle diverse configurazioni di carico, essendo quest'ultimo dipendente dai valori di deformazione.

Le rette di regressione, nei casi di flessione, sono state calcolate solo per gli estensimetri più lontani dall'asse neutro. Quindi per flessione, sia a sbalzo che a 4 punti, per la configurazione PA si riportano le deformazioni del lato posteriore e anteriore mentre per la configurazione ML si riportano i lati mediale e laterale (figure 3.33, 3.34).

Per quanto riguarda invece le configurazioni di extra-rotazione e di trazione si riportano le rette di regressione per tutti e 4 i lati (figura 3.35, 3.36).

Per comprendere al meglio i risultati ottenuti è opportuno analizzare separatamente le deformazioni che governano il rimodellamento, cioè quelle che prima della normalizzazione erano maggiori in valore assoluto, dalle altre.

Per le deformazioni che governano il rimodellamento i risultati che si sono ottenuti sono molto chiari. Dalle rette di regressione di queste deformazioni è emerso che solo nella flessione a sbalzo PA-AP il coefficiente angolare della

retta, per i primi sei livelli della tibia (pari circa al 70% BL), risulta inferiore rispetto a tutte le altre (valori di circa 0,37-0,48 per lo sbalzo PA-AP e circa 0,80-2,42 per le altre configurazioni).

Inoltre è stata valutata la significatività del coefficiente angolare mediante l'indice statistico p-value. Esclusivamente per la configurazione di flessione a sbalzo PA-AP la pendenza è risultata non significativa ($p\text{-value} > 0,05$); per tutte le altre configurazioni il test statistico ha affermato la significatività della pendenza della retta di regressione ($p\text{-value} < 0,05$).

Unica eccezione si è verificata per il lato L della configurazione in trazione ($p\text{-value} = 0,08$); questo è imputabile al fatto che il test meccanico con carichi assiali, per motivi legati al set-up, abbia sottoposto il provino non a trazione o compressione pura, ma anche a una componente di torsione.

Per le deformazioni che invece non governano il rimodellamento il discorso risulta più critico. In particolare, se per la flessione a 4 punti e la torsione è possibile affermare quanto già detto per le deformazioni maggiori in valore assoluto, per la flessione a sbalzo e la trazione no.

La flessione a sbalzo ha riportato infatti pendenza non significativa nella configurazione ML-LM per entrambi i lati mentre nella configurazione PA-AP solo per il lato posteriore la pendenza è risultata non significativa.

La trazione ha invece riportato pendenza significativa per i lati posteriore e mediale ma non per gli altri due.

Alla luce dei risultati mostrati è necessario sottolineare che le deformazioni rilevanti dal punto di vista biomeccanico sono quelle maggiori in valore assoluto in quanto guidano il meccanismo del rimodellamento osseo. Per questo motivo è possibile confermare ciò che era già emerso dall'analisi qualitativa: le deformazioni nello sbalzo PA-AP sono pressoché costanti lungo l'asse della tibia fino al livello 6.

E' possibile concludere quindi che la mancanza geometrica, che non permette di considerare la tibia come una trave ideale, è colmata dall'organizzazione del tessuto osseo lungo tutto l'asse della tibia. Questo adattamento della struttura, come detto in precedenza, è spiegabile dal meccanismo di rimodellamento osseo (paragrafo 1.2.1). Questo spiega che il continuo sottoporre la tibia a questo tipo di carico ha portato a un modellamento della

geometria dell'osso rendendola così ottimizzata al carico in flessione a sbalzo in direzione antero-posteriore.

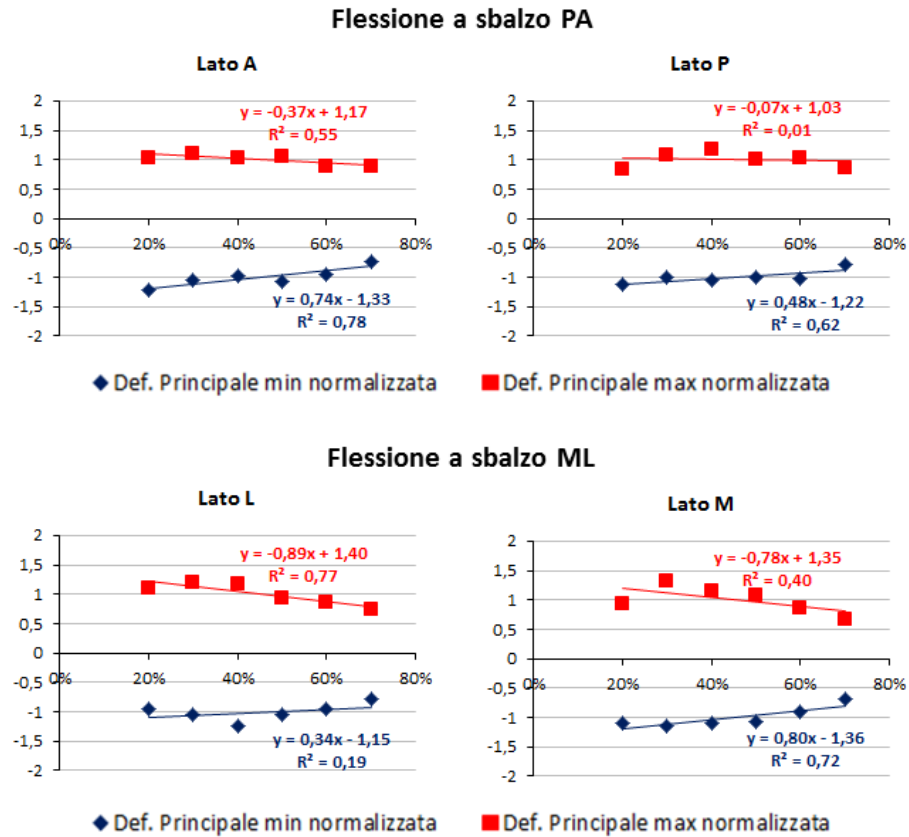


Figura 3.33: Retta di regressione degli andamenti delle deformazioni normalizzate lungo l'asse della tibia per le configurazioni di flessione a sbalzo PA e ML.

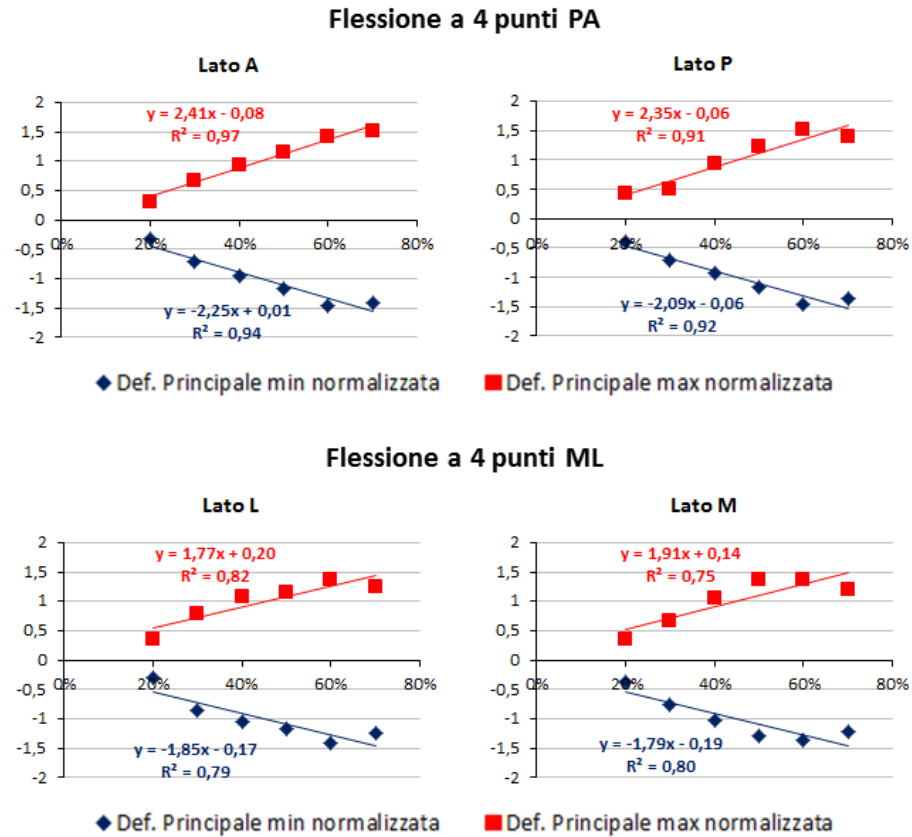


Figura 3.34: Retta di regressione degli andamenti delle deformazioni normalizzate lungo l'asse della tibia per le configurazioni di flessione a 4 punti PA e ML.

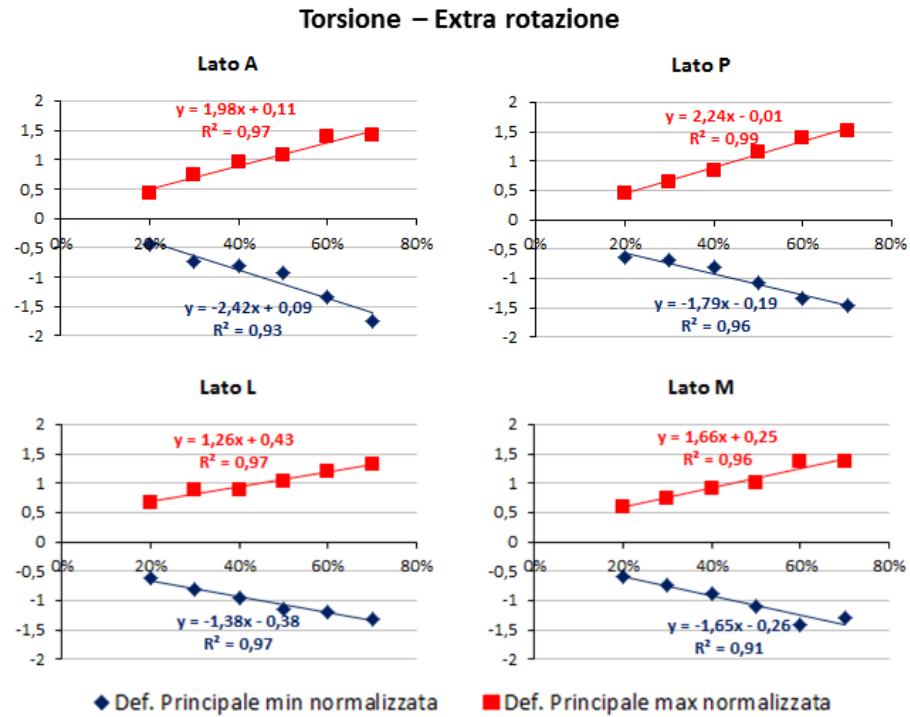


Figura 3.35: Retta di regressione degli andamenti delle deformazioni normalizzate lungo l'asse della tibia per la configurazione di extra-rotazione.

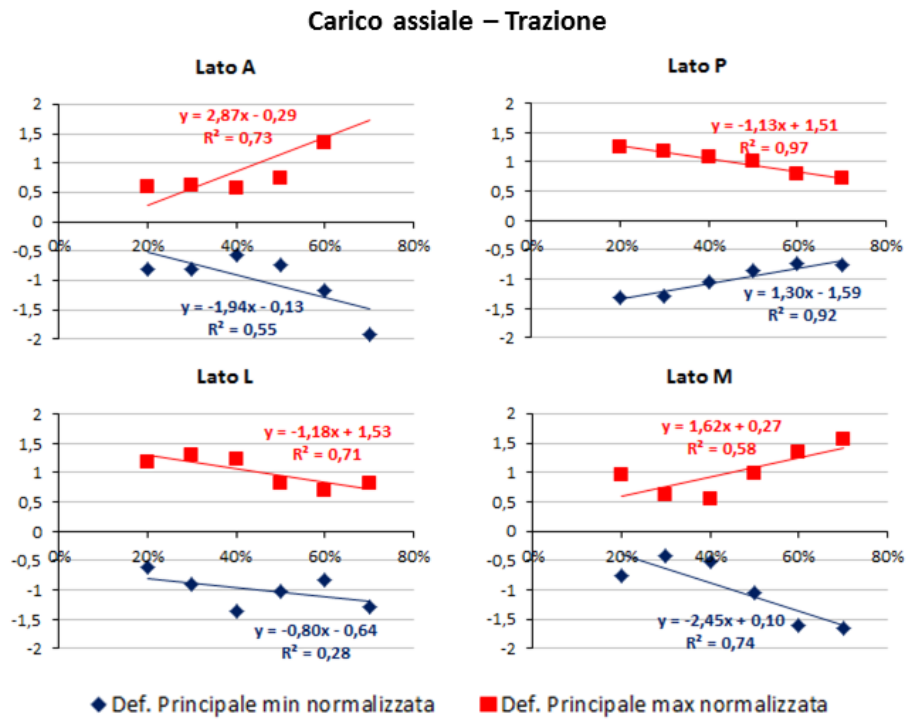


Figura 3.36: Retta di regressione degli andamenti delle deformazioni normalizzate lungo l'asse della tibia per la configurazione di carico in trazione.

3.6 Direzione delle deformazioni principali

Dai dati in uscita dal system, oltre alle deformazioni principali massime e minime abbiamo anche la giacitura principale corrispondente, cioè l'angolo fra l'asse longitudinale della tibia e la deformazione principale massima.

Nelle figure 3.37, 3.38 sono riportate le direzioni delle deformazioni principali per ogni estensimetro in tutte le configurazioni di carico. In particolare per la flessione a sbalzo e la flessione a 4 punti si sono riportate solo due delle quattro configurazioni (si riportano PA e LM) in quanto le configurazioni della stessa distribuzione ma verso opposto (AP e ML) risultano analoghe.

L'interpretazione della rappresentazione grafica è piuttosto intuitiva. Ad ogni estensimetro corrisponde un cerchietto suddiviso in quattro quadranti dalle linee tratteggiate a 0° e $\pm 90^\circ$. Le linee colorate rappresentano l'angolo, per la corrispondente configurazione di carico, tra la deformazione principale massima e l'asse longitudinale della tibia. Inoltre, per definizione stessa di giacitura principale, la direzione della deformazione principale minima sarà ortogonale alla massima.

Dai grafici mostrati che consentono una rapida valutazione qualitativa, i risultati ottenuti sono del tutto simili a quanto ci si aspettava.

Entrando nel merito delle singole configurazioni abbiamo per la flessione a sbalzo e a quattro punti PA degli angoli attorno ai 0° per gli estensimetri in trazione (A1-A7) e a 90° per gli estensimetri in compressione (P1-P7). Come noto infatti la trazione tende ad agire lungo l'asse del provino mentre la compressione in direzione cerchiante, e quindi a 90° rispetto all'asse.

Discorso differente è per gli estensimetri del laterale e del mediale; questi estensimetri si trovano infatti in prossimità del piano neutro e quindi mi aspetto delle deformazioni principali a circa 45° . Il posizionamento degli estensimetri non aveva però, come obiettivo, quello di posizionarli sul piano neutro e quindi c'è un'inevitabile distanza tra questi e il piano neutro (alcuni estensimetri si troveranno leggermente sopra al piano neutro e alcuni leggermente sotto). Tutto questo si traduce in termini di direzione delle deformazioni principali con un'elevata variabilità degli angoli. Gli angoli registrati sono infatti a $\pm 45^\circ$. Siccome quello che è rappresentato in figura

è la media dei sei provini si sono ottenuti valori di angolo attorno allo 0 ma con deviazioni standard molto elevate (anche pari a 80).

Discorso del tutto simmetrico a questo è per le configurazioni di flessione a sbalzo e a quattro punti LM.

Per quanto riguarda invece la trazione e compressione si sono ottenuti esattamente i risultati previsti: angoli a 0° per la trazione e a 90° per la compressione per tutti gli estensimetri.

Infine per quanto riguarda la torsione, sia intra che extra rotazione, è noto che la distribuzione delle deformazioni principali sia a 45° . Anche per questa configurazione di carico si sono ottenuti gli angoli attesi. E' da tenere presente che per entrambe le rotazioni si sono registrati valori di angoli opposti tra tibie destre e tibie sinistre; mediando quindi gli angoli per i sei provini si sarebbero ottenuti valori medi attorno allo zero, essendo il nostro campione costituito da tre tibie destre e tre tibie sinistre. Per risolvere questo problema si è quindi deciso di cambiar segno agli angoli per le tibie destre in modo tale da ottenere dei valori medi che rispecchiassero la realtà.

I risultati espressi quindi per tutti gli estensimetri nelle diverse condizioni di carico si possono considerare una conferma dell'attendibilità delle deformazioni principali massime e minime ottenute; quest'ultime sono dirette infatti come previsto.

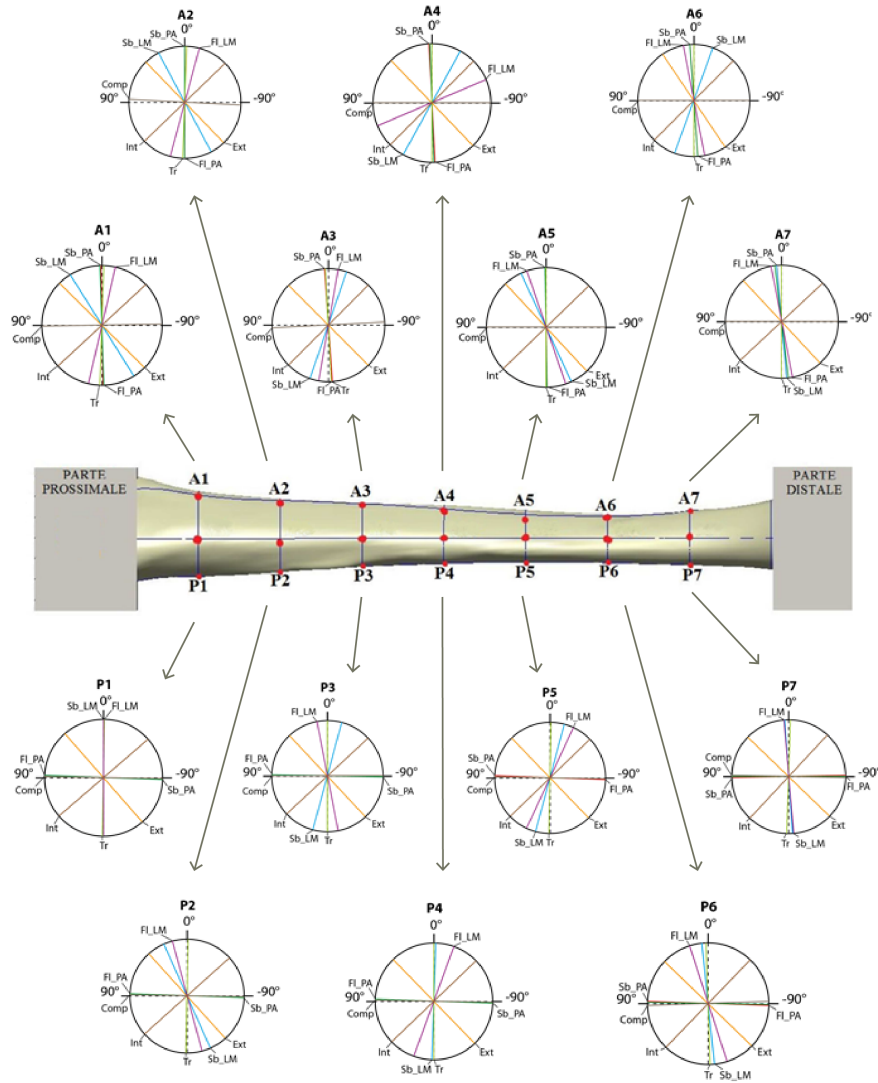


Figura 3.37: Direzione della giacitura principale per gli estensimetri del lato anteriore e posteriore nelle diverse configurazione di carico. Gli angoli sono riportati rispetto all'asse verticale della tibia e mediati per i sei provini. (Sb_PA e Sb_LM indicano flessione a sbalzo PA e LM; Fl_PA e Fl_LM indica flessione a quattro punti PA e LM; Comp indica compressione; Tr indica trazione; Ext e Int indicano torsione in extra e intra rotazione).

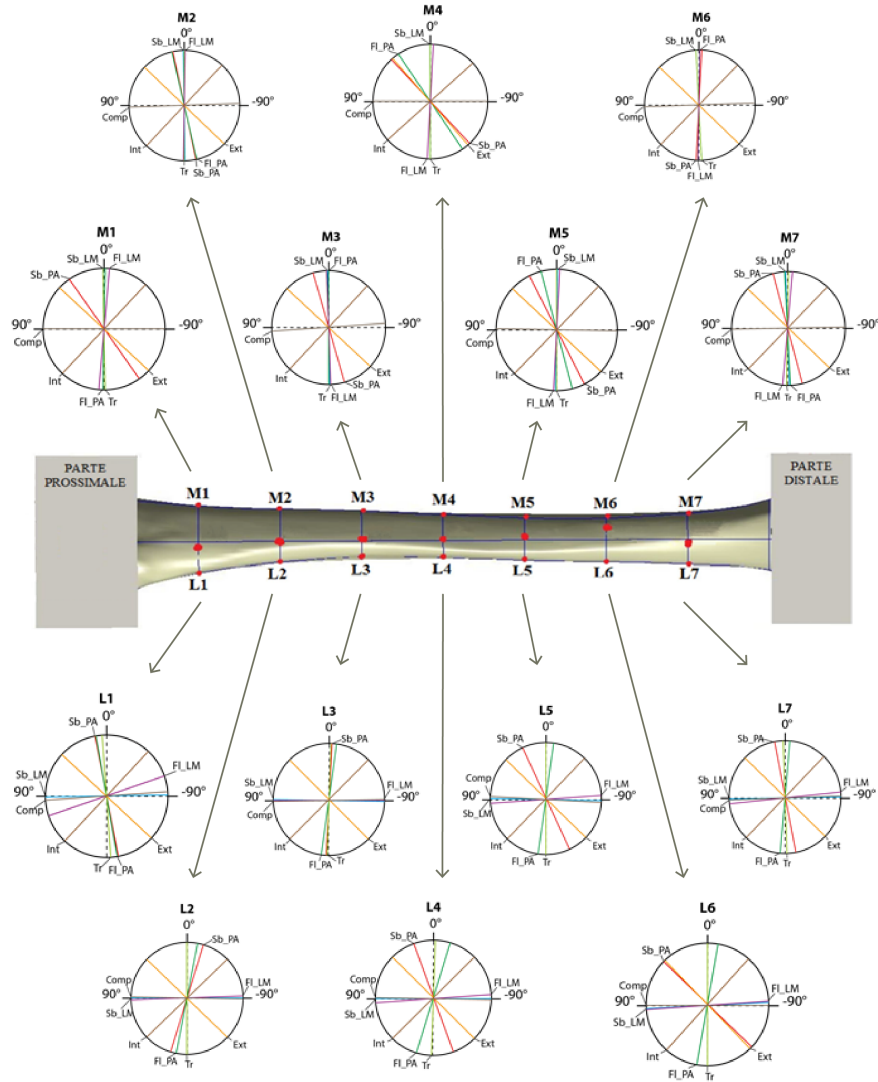


Figura 3.38: Direzione della giacitura principale per gli estensimetri del lato laterale e mediale nelle diverse configurazione di carico. Gli angoli sono riportati rispetto all'asse verticale della tibia e mediati per i sei provini. (Sb_PA e Sb_LM indicano flessione a sbalzo PA e LM; Fl_PA e Fl_LM indica flessione a quattro punti PA e LM; Comp indica compressione; Tr indica trazione; Ext e Int indicano torsione in extra e intra rotazione).

Capitolo 4

Conclusioni e sviluppi futuri

Lo scopo di questo lavoro è stato quello di verificare se la struttura anatomica della tibia fosse ottimizzata per certi tipi di carico rispetto ad altri.

La prima parte del lavoro si è incentrata sulla preparazione di provini, con particolare attenzione alla strumentazione di quest'ultimi. Per la strumentazione dei provini si è infatti deciso di utilizzare 28 estensimetri per ogni tibia, in modo tale da ottenere una mappatura molto fitta delle deformazioni.

In seguito alla preparazione dei vari provini si è passati alle prove meccaniche in campo elastico. Per raggiungere l'obiettivo prefissato si sono testati i provini in più configurazioni di carico e si sono analizzati i risultati. Le configurazioni di carico testate non rispecchiano la condizione fisiologica in quanto applicano tutte componenti di sollecitazione pure. I carichi testati sono la flessione a sbalzo e a quattro punti, trazione, compressione e torsione intra ed extra rotazione.

I risultati ottenuti hanno dimostrato che la struttura geometrica della tibia, non simmetrica e non omogenea, è ottimizzata per la configurazione di flessione a sbalzo per carichi antero-posteriori sul piano sagittale. In questa configurazione di carico la tibia tende infatti a comportarsi, per il 70% della sua lunghezza biomeccanica, come una trave a uniforme resistenza. Questa conclusione è stata tratta, oltre che da un'analisi qualitativa degli andamenti delle deformazioni, anche mediante l'analisi statistica del gradiente di deformazione: per la configurazione di flessione a sbalzo PA-AP si è ottenuto un

coefficiente angolare della retta di regressione delle deformazioni non significativo, cioè è possibile considerare costante l'andamento delle deformazioni lungo l'asse della tibia.

Questo risultato trova risposta nel fatto che il carico a sbalzo in direzione antero-posteriore risulta il carico predominante durante il cammino; di conseguenza la teoria del rimodellamento osseo ci spiega l'ottimizzazione della struttura geometrica della tibia proprio in questa configurazione.

Oltre all'analisi delle deformazioni, in questo lavoro, si sono analizzati anche altri aspetti interessanti come la valutazione della rigidità nelle diverse configurazioni di carico. Quest'analisi ha evidenziato che, non solo si ha diversa rigidità della tibia nelle diverse configurazioni, ma anche all'interno della stessa configurazione per carichi applicati in direzioni diverse. Questo valida ulteriormente il risultato ottenuto con l'analisi dell'andamento delle deformazioni: non solo si ha ottimizzazione per la configurazione di flessione a sbalzo, ma anche per una particolare direzione di applicazione del carico.

Al di là dell'obiettivo del lavoro è da tenere presente che una buona conoscenza della distribuzione delle deformazioni nella tibia è di fondamentale importanza per comprendere, oltre alla formazione e adattamento dell'osso, anche il rischio di frattura.

L'obiettivo futuro di questo lavoro è di analizzare, a partire dalle immagini TAC delle tibie, come variano le proprietà geometriche lungo l'asse longitudinale nelle diverse sezioni; l'idea è quindi di partire dalle TAC e valutare gli andamenti di area e momento d'inerzia lungo la tibia.

Concludendo, il punto di forza di questo lavoro, oltre al fatto che in letteratura non sono presenti elaborati con queste informazioni, sta nel numero elevato di estensimetri che ha permesso di ottenere una mappatura molto fitta delle deformazioni.

D'altra parte, l'utilizzo degli estensimetri può essere visto come un limite in quanto con questi è possibile ottenere esclusivamente informazioni di tipo puntuale.

Proprio per ovviare a questo limite nel Laboratorio di Tecnologia Medica si sta avviando una tecnica di correlazione di immagine che permetterà di avere una distribuzione delle deformazioni in 3D. Idea futura quindi sarà

quella di ripetere le stesse prove in campo elastico presentate in questa tesi, ma utilizzando il sistema di correlazione, e confrontando poi i risultati.

Bibliografia

- [1] C. Ohman, E. Dall'Ara, M. Baleani, S. Van Sint Jan, M. Viceconti - "The effects of embalming using a 4% formalin solution on the compressive mechanical properties of human cortical bone." Laboratorio di Tecnologia Medica, Istituti Ortopedici Rizzoli, Bologna. Clinical Biomechanics 23 (2008) 1294-1298.
- [2] JH McElhaney - "Dynamic Response of Bone and Muscle Tissue." J.Appli.Phisiol., 21, pp.1231-1236, 1996.
- [3] W. Bonfield and C. H. Li - "Anisotropy of Nonelastic Flow in Bone " J. Appl. Phys. 38, 2450, 1967.
- [4] R. Al Nazer, J. Lanovaz, C. Kawalilak, J.D. Johnston, S. Kontulainen - "Direct in vivo strain measurements in human bone - A systematic literature review." Departement of Mechanical Engineering, Canada. Journal of Biomechanics 45 (2012) 27-40.
- [5] C. Milgrom, A. Finestone, A. Simkin, I. Ekenman, S. Mendelson, M. Millgram, M. Nyska, E. Larsson, D. Burr - "In vivo strain measurements to evaluate the strengthening potential of exercises on the tibial bone." Hadassah University Hospital, Israel. The Journal of bone & joint surgery (2000) ; 82-B:591-4.
- [6] C. Milgrom, A. Finestone, Y. Levi, A. Simkin, I. Ekenman, S. Mendelson, M. Millgram, M. Nyska, N. Benjuya, D. Burr -

- “Do high impact exercises produce higher tibial strains than running?” Hadassah University Hospital, Israel. *Sports Med* (2000); 34:195-199.
- [7] C. Milgrom, A. Simkin, A. Eldad, M. Nyska, A. Finestone - “ Using bone’s adaptation ability to lower the incidence of stress fractures.” Hadassah University Hospital, Israel. *The American Journal of Sports Medicine* (2000), Vol. 28, No. 2.
- [8] L. E. Lanyonw, G. J. Hampsona, . E. Goodship, J. S. Shah - “Bone deformation recorded in vivo from strain gauges attached to the human tibial shaft.” Bristol, 1975.
- [9] D. B. Burr, I C. Milgrom, D. Fyhrie, M. Forwood, M. Nyska, A. Finestone, S. Hoshaw, E. Saiag, A. Simkin - “ In vivo measurements of human tibial strains during vigorous activity.” *Bone* (1996) Vol. 18, No.5, 405-410.
- [10] Ekenmann, C. Milgrom, A. Finestone, M. Begin, C. Olin, T. Arndt, D. Burr - “The role of biomechanical shoe orthoses in tibial stress fracture prevention.” *The American Journal of Sports Medicine* (2002), Vol. 30, No. 6.
- [11] S. Mendelson, C. Milgrom, A. Finestone, J. Lewis, M. Ronen, D. Burr, D. Fyhrie, S. Hoshaw, A. Simkin, M. Soudry - “ Effect of cane use on tibial strain and strain rates.” 1998.
- [12] G. Conti, L. Cristofolini, M. Juszczuk, A. Leardini, M. Viceconti - “Comparison of three standard anatomical reference frames for the tibia-fibula complex.” *Journal of Biomechanics* 41 (2008) 3384–3389.
- [13] L. Cristofolini, G. Conti, M. Juszczuk, S. Cremonini, S. Van Sint Jan, M. Viceconti - “Structural behaviour and strain distribution of the long bones of the human lower limbs.” *Journal of Biomechanics* 43 (2010) 826–835.

- [14] H. A. Gray, F. Taddei, A. B. Zavatsky, L. Cristofolini, H. Gill - "Experimental validation of a finite element model of a human cadaveric tibia." *Journal of Biomechanical Engineering*, 2008, Vol. 130/031016-1.
- [15] Bayraktar, H. H., Morgan, E. F., Niebur, G. L., Morris, G. E., Wong, E. K., Keaveny, T. M. - "Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue." *J Biomech* 37(1): 27- 35, 2004.
- [16] Stephen M. ROss - "Peirce's criterion for the elimination of suspect experimental data." *Journal of Engineering Technology*, 2003.
- [17] L. Cristofolini, M. Juszczuk, F. Taddei, M. Viceconti - "Strain distribution in the proximal human femoral metaphysis." *Journal Engineering in Medicine* Vol. 223 Part H, 2008.
- [18] Reilly, D. T. Burstein, A.H. - "The elastic and ultimate properties of compact bone tissue." *J Biomech* 8, 393-405, 1975.
- [19] G. Bergmann - <http://www.orthoload.com>. 2012

Ringraziamenti

Il primo ringraziamento va sicuramente al mio relatore, Prof. Ing. Luca Cristofolini, e al laboratorio di tecnologia medica dell'istituto ortopedico Rizzoli che mi hanno permesso di intraprendere e portare a termine questo lavoro e questa esperienza.

Grazie anche ai miei correlatori Lorenzo e Paolo perchè mi hanno insegnato tanto, mi hanno supportato e sopportato; grazie a loro questa esperienza è stata certamente più semplice e divertente. Un grazie particolare va a Lorenzo per aver condiviso con me le lunghe giornate di prove che hanno messo a dura prova i nostri nervi. Oltre a loro desidero ringraziare tutte le altre persone che ho incontrato in laboratorio (Claudia, Giada, Giacomo, Laura) che non mi hanno mai negato il loro aiuto e che mi hanno tenuto compagnia durante le mangiate a mensa e le pause caffè. Ringrazio inoltre tutte le persone che ho incontrato, che anche con un semplice sorriso mi hanno aiutato in questi mesi di lavoro.

Grazie ai miei compagni di corso, in particolare a Diego e Federica, per aver condiviso con me le tante ore di lezione e i tanti progetti di gruppo; grazie a loro questi due anni sono passati in fretta e anche durante la preparazione degli esami non sono mai mancate le chiacchiere e le risate.

Grazie alle mie amiche semplicemente per essere così come sono. Grazie all'Ali e alla Miki per le infinite chattate e la compagnia che mi hanno tenuto durante le mie serate a Bologna, grazie per il fatto di esserci sempre e comunque, anche semplicemente con un sorriso. Grazie alla Fede perchè la conosco da una vita e so che c'è sempre. Grazie a Cri, Moni, Laura, Tere, Bea, Marty per far parte della mia vita. Grazie a tutte per tutto quello che

abbiamo passato assieme e per tutto quello che ancora dobbiamo fare...ma che insieme sarà certamente fantastico!!

Grazie alle mie compagne del triennio Alice, Eva e Sabry. Anche se questi ultimi due anni non vi ho avuto al mio fianco (il tutto con voi sarebbe stato ancora meglio!!) sapevo che per ogni cosa potevo comunque contare su di voi.

Un doveroso grazie va alla mia famiglia per avermi permesso di portare a termine questi 5 anni di studio nella più completa serenità e supportandomi in tutte le mie scelte.

Grazie al mio moroso, Matteo, per aver condiviso con me ogni singolo attimo di questi 5 anni. Grazie per sapermi ascoltare e per essere capace di farmi tornare il sorriso in ogni momento. Grazie semplicemente per il fatto che rendi me una persona migliore!

Questo è solo l'inizio dei tanti traguardi che voglio raggiungere nella vita ma spero di aver reso tutte queste persone fiere di me.